

# **Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von temporären Kronen- und Brückenmaterialien**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde  
des Fachbereichs Humanmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Michael Gausmann  
aus Hagen a. T. W.

Gießen 2002

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Abteilung für Zahnärztliche Prothetik

Leiter: Prof. Dr. med. dent. P. Ferger

des Universitätsklinikums Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Schnettler

Tag der Disputation: 12. Dezember 2002

## ***Meinen Eltern***

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Bedeutung der temporären Versorgung beschliffener Zähne	1
1.2	Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe	4
<b>2</b>	<b>Untersuchungsziel</b>	<b>5</b>
<b>3</b>	<b>Eigenschaften der temporären Kronen- und Brückenkunststoffe</b>	<b>6</b>
3.1	Anforderungen	6
3.1.1	Patientenbezogene Anforderungen	6
3.1.2	Verarbeitungsbezogene Anforderungen	8
3.2	Chemische Unterschiede	11
3.2.1	Allgemeines	11
3.2.2	Chemische Basis	12
3.3.3	Polymerisationsart	13
<b>4</b>	<b>Werkstoffkundliche Untersuchungen in der Literatur</b>	<b>15</b>
4.1	Allgemeine Untersuchungen zu Eigenschaften der Kunststoffe	15
4.2	Untersuchungen zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit	15
<b>5</b>	<b>Eigene Versuche</b>	<b>19</b>
5.1	3-Punkt-Biege-Versuche	22
5.1.1	Material und Methode	22
5.1.2	Ergebnisse	24
5.1.3	Diskussion	31
5.2	Zugversuche	35
5.2.1	Material und Methode	35
5.2.2	Ergebnisse	38
5.2.3	Diskussion	44
5.3	Scherversuche	47
5.3.1	Material und Methode	47
5.3.2	Ergebnisse	50
5.3.3	Diskussion	55

<b>6</b>	<b>Abschlussdiskussion</b>	<b>57</b>
<b>7</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>59</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>60</b>
<b>9</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>70</b>
<b>10</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>71</b>
<b>11</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>72</b>
<b>12</b>	<b>Danksagung</b>	<b>73</b>

## 1. Einleitung

### 1.1 Bedeutung der temporären Versorgung von beschliffenen Zähnen

Die provisorische Versorgung muß den präparierten Zahn während der Zeitspanne schützen, die zwischen dem Ende der Präparation und der Eingliederung der definitiven Restauration vergeht.

In der modernen Zahnmedizin nehmen Provisorien im Ablauf einer prothetischen Behandlung mit feststehendem Zahnersatz eine zentrale Stellung ein. Die zahnärztlichen Provisorien haben einer Vielzahl von Funktionen und Anforderungen zu genügen [61]. Ihre Funktionen sind sehr vielseitig und ihre technische Ausführung bestimmt weitgehend über das Gelingen der nachfolgenden Therapie („The properly fabricated provisional restoration can be the difference between success and failure“ [51] ). Provisorien haben in diagnostischer, therapeutischer und funktioneller Hinsicht einen hohen Anspruch zu erfüllen [64,65]. So haben provisorische Versorgungen nicht nur die Aufgabe, Fehlendes zu ersetzen, sondern, im Sinne von Strukturprophylaxe, alles an vorhandenem Hart- und Weichgewebe zu erhalten, zu schützen und allenfalls wieder in einen gesunden Zustand zu überführen. Es entspricht der Sorgfaltspflicht des Zahnarztes, beschliffene Zahnhartsubstanz notwendigerweise sofort temporär zu versorgen, da diese Dentinwunde gegen thermische, chemische und bakterielle Reize geschützt werden muß [44]. Jeder beschliffene, vitale Zahn weist eine Dentinwunde auf. Mit Abnahme der verbleibenden Hartschichtdicke nimmt die Anzahl und Ausdehnung der angeschnittenen Odontoplastenfortsätze pulpenwärts stetig zu, so dass die Gefahr der Pulpenschädigung bei Einwirkung schädigender Noxen nicht unbeträchtlich ist. Im Zusammenwirken mit dem Befestigungszement gilt die temporäre Krone als Wundverband und Schmerzprophylaxe [46].

Die provisorische Krone dient hier als Medikamententräger. So verdient auch der exakte Randschluss ebenso wie bei der definitiven Krone besondere Aufmerksamkeit [27, 61]. Exakt konturierte und durch entsprechendes Oberflächenfinish hygienefähige Kronenränder wirken einer Plaqueretention entgegen, denn der Erfolg von festsitzendem Zahnersatz ist im entscheidenden Maße von der Gesunderhaltung des Parodontiums abhängig [8, 30, 35, 50, 61]. Die randgenaue Gestaltung verhindert ebenfalls die Gefahr von Gingivawucherungen, die einer exakten Abformung des präparierten Zahnstumpfes entgegenstehen.

Die temporäre Versorgung stellt die ursprüngliche Form des Zahnes wieder her, so dass die Kau- und Sprachfunktionen gewährleistet werden können [52]. Pfeilerzähne sollen in ihrer topographische Lage innerhalb der Zahnreihe und zu den Antagonisten fixiert werden. Zahnstellungsänderungen wie Elongationen, Rotationen, Kippungen oder Inklinationen sind ebenso sorgfältig zu berücksichtigen wie Bisslageveränderungen.

Bei diagnostischen Probebehandlungen verwendet der Zahnarzt vorzugsweise provisorische Werkstoffe. Hier lassen sich vor einer umfassenden, aufwendigen prothetische Versorgung eines Patienten ästhetische, funktionelle und auch phonetische Prüfungen durchführen [62]. Mit Provisorien kann man Farbe, Form, Okklusion, artikuläres und muskuläres Gleichgewicht vorher abklären. Bei probatorischen Veränderungen der okklusalen Verhältnisse im Sinne von Bisslageveränderungen und Bisserrhöhungen ist der Einsatz von provisorischen Zahnersatz unerlässlich.

Stark zerstörte oder gelockerte Zähne mit einer unsicheren Prognose werden vorzugsweise mit einem Langzeitprovisorium versorgt. Fragliche Zähne werden über längere Zeit beobachtet. Die definitive Therapie erfolgt dann nach einer erfolgreichen konservierenden oder parodontalen Vorbehandlung.

Daneben muß aber auch den ästhetischen Ansprüchen des Patienten, vor allem bei Restaurationen im Frontzahnbereich, Rechnung getragen werden. Gerade diese ästhetische Gesichtspunkte spielen in der modernen Gesellschaft zunehmend eine gewichtige Rolle, was sich auch in der Anfertigung des Interimsersatzes berücksichtigt werden muss. So bleibt, besonders in der ersten Behandlungssitzung, nur die Möglichkeit der temporären Versorgung [17].

Aus der Fülle der Aufgaben und Anforderungen ergibt sich, dass das Provisorium temporär die Aufgaben des definitiven Zahnersatzes übernehmen muß. Es handelt sich so um eine, wenn auch zeitlich begrenzte, vollwertige und anspruchsvolle zahnärztliche Maßnahme mit hochwertigen Werkstoffen, der die Bezeichnung „provisorisch“ nicht gerecht wird. Infolgedessen erscheint die Bezeichnung der „temporären oder Interimsversorgung“ besser gewählt [8, 16, 24, 32, 45, 46, 51, 52].



## **1.2 Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe**

Es gibt viele Werkstoffe und unterschiedliche Methoden, um eine temporäre Krone oder Brücke herzustellen. Keiner der verfügbaren Werkstoffe erfüllt alle Forderungen, die an ein Provisorium gestellt werden. Die Weiterentwicklung der K + B Materialien durch die Dentalindustrie bietet dem Zahnarzt heute eine Vielzahl von Präparaten. Um dessen Wunsch nach unkomplizierter Handhabung, einfacher Verarbeitung und eindeutiger Dosierbarkeit gerecht zu werden, bringen die Hersteller verschiedene neue Dosier-, Applikations- und Polymerisationssysteme auf den Markt. Hierbei werden die Kunststoffe stetig verbessert, um auch den hohen physikalischen und mechanischen Anforderungen in der Mundhöhle gerecht zu werden [59].

Da in der Praxis immer wieder Brüche und Sprünge provisorischer Kronen und Brücken beobachtet werden, ist die Möglichkeit einer einfachen und suffizienten Reparatur sehr wünschenswert.

## 2. Untersuchungsziel

In der vorliegenden Arbeit soll die Frage beantwortet werden, inwieweit die verschiedenen Kronen- und Brückenmaterialien sich in der Bruchfestigkeit und vor allem in der Reparaturfähigkeit unterscheiden. Dazu sollen folgende Versuchsanordnungen durchgeführt werden :

- **3-Punkt-Biege-Versuch**
- **Zugversuch**
- **Scherversuch**

Die Fragestellung soll anhand einer Stichprobe von Materialien geklärt werden. Eine umfassende Untersuchung aller auf dem deutschen Markt erhältlichen Produkte ist allein schon aufgrund ihrer Vielzahl nicht möglich.

### **3. Eigenschaften der temporären Kronen- und Brückenkunststoffe**

#### **3.1 Anforderungen**

Für die temporäre Versorgung mit Kronen und Brücken stehen in im wesentlichen besondere Kunststoffe zur Verfügung. Die Kunststoffe werden in der Mundhöhle nicht nur als ausgehärtete Polymerisate eingegliedert. Bei direkter Verarbeitungsweise kommen die noch in chemischer Reaktion befindlichen Kunststoffkomponenten direkt mit den Geweben der Mundhöhle in Kontakt [59].

Der Anforderungskatalog an diese Materialien ist sehr umfangreich. Man muss zwischen patientenbezogenen und verarbeitungsbezogenen Anforderungen unterscheiden. Tabelle 2.1 zeigt eine kurze Übersicht.

##### **3.1.1 Patientenbezogene Anforderungen**

Zunächst muss die biologische Verträglichkeit der Kunststoffe gesichert sein. Von den Werkstoffen dürfen keine toxischen, sensibilisierenden, kanzerogenen, mutagenen und teratogenen Wirkungen auf die Gewebe ausgehen. Es darf zu keiner physikalischen Beeinträchtigung der umliegenden Gewebe kommen [51]. Hier muss besonders auf die möglichst geringe Reaktionswärme bei direkter Verarbeitungstechnik hingewiesen werden, da bei Temperaturen über 42 °C am präparierten Zahnstumpf irreversible Pulpenschädigungen zu erwarten sind [1, 7, 16, 26, 46, 57, 59, 60,]. Zur Gesunderhaltung der Gingiva hingegen ist es wichtig, eine effiziente Plaqueentfernung durch den Patienten zu ermöglichen.

Hierzu muss die provisorische Versorgung einen korrekten Randschluss und eine richtige Kontur haben, sowie ausreichend glatt sein. Marginale Plaqueansammlungen infolge von rauen und balkonartigen Kronenrändern führen zwangsläufig zu einer Gingivitis [42]. Überextendierte Ränder führen zu Gingivairritationen, wobei unterextendierte Ränder zu thermischen (heiß-kalt), chemischen (Säure) und osmotischen (süß) Empfindlichkeiten beim Patienten führen können. Da die Gingiva das Bestreben hat, sich straff an den Stumpf über die Präparationsgrenze zu legen, kann es zu zusätzlichen Schwierigkeiten bei der Stumpfabbildung und Eingliederung der definitiven Krone bzw. Brücke kommen. Neben der geforderten Biokompatibilität ist die Mundbeständigkeit von Bedeutung. Die Materialien müssen resistent gegen Nahrungsmittel, Medikamente und Zahnpflegemittel sein. Sie dürfen durch das Mundmilieu nicht abbaubar sein und sollen keine Alterungserscheinungen zeigen. Darüber hinaus werden geschmack- und geruchlose Materialien mit geringer Temperaturleitfähigkeit gefordert, um eine Irritation der Mundphysiologie auszuschließen. Daran schließt sich der Wunsch nach guten hygienischen Eigenschaften an. Hierzu zählen eine dichte Struktur der Materialien, die keine Aufnahme von Fremdstoffen, Mikroorganismen und deren Stoffwechselprodukte erlaubt, und eine plaqueabweisende Oberfläche, die eine leichte physiologische und künstliche Reinigung erlaubt. Neben Dimensionsgenauigkeit und Formstabilität ist auch ein natürliches Aussehen der temporären Versorgung wünschenswert. Die Farbe soll der Zahnhartsubstanz angepasst und von der Farbe des Befestigungswerkstoffes unabhängig sein. Den Kunststoff soll eine gute endogene/exogene Farbbeständigkeit auszeichnen.

Abschließend wird auf eine hohe mechanische Festigkeit in Bezug auf Biegestabilität und Abrasionsfestigkeit verwiesen, um ausreichenden Widerstand gegen Kau- und Zugbelastung zu bieten. Große Kräfte treten besonders beim Kauvorgang und bei Parafunktionen, wie Knirschen und Pressen, auf. Eine genügende Stärke der Okklusalfäche, gute Passform und ausreichende Umfassung des Zahnstumpfes sind daher sehr wichtig [4, 13, 33, 46, 59, 60, 61].

### **3.1.2 Verarbeitungsbezogene Anforderungen**

Für den Zahnarzt kommen weitere Anforderung für die Verarbeitung der Materialien hinzu. Diese sollen arbeitshygienisch unbedenklich sein, um keine biologisch negative Wirkungen (Sensibilisierung, Bearbeitungsstaub) auf den Behandler auszuüben. Von besonderer Bedeutung sind die unkomplizierte Zubereitung und Verarbeitung. Zur Herstellung von temporären Sofortersatz ist eine leichte Dosierung der Komponenten, deren Dosierungsempfindlichkeit mit angepasster Abbindcharakteristik (Rheologie) und einfache Formbarkeit des unpolymerisierten Materials bzw. Applizierbarkeit wünschenswert.

Als fertiges Polymerisat soll der Ersatz gut entfernbar und wiederzubefestigen sein, was eine ausreichende mechanische Widerstandsfähigkeit voraussetzt. Diese lässt sich mit Hilfe der Biegefestigkeit genauer beschreiben. In diesem Zusammenhang ist es wichtig, dass der Kunststoff unempfindlich gegen alle gängigen temporären Befestigungswerkstoffe ist. Um bei Sofortersatz eine akzeptable Oberfläche zu bekommen, muss der auspolymerisierte Werkstoff mit den vorhandenen Praxismitteln polierbar sein. Die Kunststoffe müssen ausreichend anpolymerisierbar sein, um die Möglichkeit der Reparatur und Ergänzung zu bieten.

Letztendlich gehört auch die Wirtschaftlichkeit des Materials zu den Anforderungen. Das bezieht sich primär auf möglichst geringe Materialkosten, aber auch eine ausgedehnte Lagerfähigkeit sowie eine ausreichende, aber begrenzte Auswahl an Farben sind notwendig [24, 33, 46, 59, 60, 61].

Die Güte einer temporären Versorgung resultiert aus der Qualität der von der Industrie zur Verfügung bereitgestellten Komponenten, deren Verarbeitung und der Mundhygiene des Patienten [59].

<b>Patientenbezogene Anforderungen</b>	Biokompatibilität	<ul style="list-style-type: none"> <li>Keine toxischen, sensibilisierenden, kanzerogenen, mutagenen und teratogenen Wirkungen</li> <li>Reaktionswärme</li> <li>Physik. Beeinträchtigungen</li> </ul>
	Mundbeständigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>Unlöslich</li> <li>Resistent gegen Nahrung, Medikamente, Zahnpflegemittel usw.</li> <li>Keine Werkstoffalterung</li> </ul>
	Keine Irritation der Mundphysiologie	<ul style="list-style-type: none"> <li>Geschmacklos</li> <li>Geruchlos</li> <li>Geringe Temperaturleitfähigkeit</li> </ul>
	Dimensionsgenauigkeit/Formbeständigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>Schrumpfungen</li> <li>Quellungen</li> </ul>
	Ästhetik	<ul style="list-style-type: none"> <li>Zahnfarbe angepasst</li> <li>Vom Befestigungswerkstoff unabhängig</li> <li>Endogene/ Exogene Farbbeständigkeit</li> </ul>
	Mechanische Festigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>Biegefestigkeit</li> <li>Abrasionsfestigkeit</li> <li>Elastizitätsmodul</li> </ul>
	Hygiene	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dichte Struktur</li> <li>Keine Aufnahme von Fremdsubstanzen</li> <li>Keine Aufnahme von Mikroorganismen + Stoffwechselprodukte</li> <li>Leichte phys./künstliche Reinigung</li> <li>Plaqueabweisend</li> </ul>
<b>Verarbeitungsbezogene Anforderungen</b>	Unkompl. Verarbeitung	<ul style="list-style-type: none"> <li>Leicht dosierbar/dosierungsempfindlich</li> <li>Gute Applizierbarkeit</li> <li>Leicht formbar</li> <li>Angepasste Abbindecharakteristik</li> <li>Leicht entfernbar/reponierbar</li> </ul>
	Arbeitshygiene	<ul style="list-style-type: none"> <li>Keine negativen Wirkungen (Sensibilisierung, Bearbeitungsstaub)</li> </ul>
	Polierbarkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mit Praxismitteln</li> </ul>
	Reparaturfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>Anpolymerisierbarkeit</li> <li>Möglichkeit der Ergänzung</li> </ul>
	Wirtschaftlichkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>Niedrige Materialkosten</li> <li>Lagerfähigkeit</li> <li>Begrenzte, aber ausreichende Farbpalette</li> </ul>

**Tab.2.1** Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe

### 3.2 Chemische Unterschiede

#### 3.2.1 Allgemeines

Unter Kunststoffen versteht man hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden. Diese werden allgemein als Makromoleküle oder Polymere bezeichnet. Die Kombination dieser Polymere mit anderen organischen oder anorganischen Materialien führt zu einer gewaltigen Vielfalt von Werkstoffen, den sogenannten Verbundwerkstoffen oder –materialien, mit völlig unterschiedlichen für den jeweiligen Verwendungszweck maßgeschneiderten Eigenschaften. Der Aufbau der Verbundkunststoffe ist sehr komplex, da sie aus dieser Vielzahl unterschiedlicher Materialien zusammengesetzt sind und zudem alle diese Stoffe in einer Wechselwirkung zueinander stehen. Grundsätzlich sind alle Verbundkunststoffe nach einem bestimmten Schema aufgebaut, wobei nicht alle Komponenten immer Bestandteil eines Materials sein müssen. Das Schema ist in Abb. 3.1 dargestellt [23].

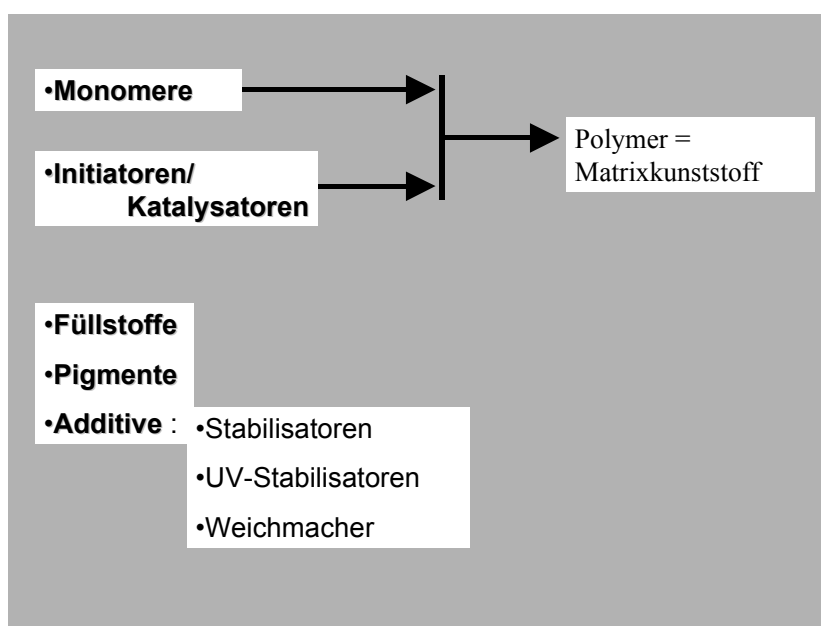


Abb.3.1 Grundsätzlicher Aufbau eines Verbundpolymers [23]



### 3.2.2 Chemische Basis

Kronen- und Brückenkunststoffe sind in ihrer chemischen Struktur recht vielschichtig zusammengesetzt. Im wesentlichen sind die gängigen Produkte, die auf dem Markt vertreten sind, drei unterschiedlichen Systemen zuzuordnen [46, 59]:

- Pulver/Flüssigkeits-Systeme auf der Basis Polymethylmethakrylat/ Methylmethakrylat (PMMA/MMA): Das Pulver aus feinen, auspolymerisierten PMMA-Kügelchen (Durchmesser ca. 0,02 mm) wird mit monomerer Flüssigkeit (MMA) angeteigt und durch polymerisierendes MMA verkittet.
- Höhermolekulare Akrylate: Selbsthärtende Pulver-Flüssigkeits-Präparate, z.B. Mischungen aus Polyethylmethakrylat-Pulver (PEMA) und i-Butylmethakrylat-Flüssigkeit.
- Präparate auf Diakrylat-Basis: Benutzt werden Monomere wie Bisphenol-A-Glycidyl-Methakrylat (BIS-GMA), Urethandimethakrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethakrylat (TEGDMA) und ähnliche. Hinzu kommen anorganische oder organische Füllstoffe, so dass Komposite vorliegen.

Allgemeine Zusätze wie Katalysatoren, Inhibitoren, Copolymere, Comonomere, Weichmacher, Vernetzer, Acceleratoren, UV-Absorber u.a.m. geben den verschiedenen Produkten ein spezielles chemisches/physikalisches Verhalten, insbesondere in der Mundhöhle, und lassen sie auch mit unterschiedlichem Erfolg im direkten oder indirekten Verfahren verarbeiten [38, 43, 60]

### 3.2.3 Polymerisationsart

Um die Polymerisation, bei der es sich um eine sogenannte Kettenreaktion handelt, auszulösen, werden Startermoleküle (Initiatoren) oder Katalysatoren benötigt. Die Art der Polymerisation richtet sich nach dem Initiator-Typ. Der Initiator unterscheidet sich von einem Katalysator dadurch, dass er an einer Reaktion teilnimmt und verbraucht wird. Der Katalysator dagegen setzt die Aktivierungsenergie herab, so dass die Reaktion ablaufen kann und wird nicht verbraucht, sondern geht unverändert aus der Reaktion hervor [23].

Die Kronen- und Brückenkunststoffe, die in der Internationalen Norm unter EN ISO 10477 beschrieben werden, sind nach ihrem Aktivierungssystem (Initiator-Typ) eingeteilt [22]:

- |              |   |
|--------------|---|
| <b>Typ 1</b> | Heißpolymerisierender Kronen- und Brückenkunststoff                                   |
| <b>Typ 2</b> | Chemisch aktivierter (autopolymerisierender) Kronen- und Brückenkunststoff            |
| <b>Typ 3</b> | Photoaktivierter (licht- und/oder UV-polymerisierender) Kronen- und Brückenkunststoff |

Nach dem Initiator-Typ lassen sich also heiß-, auto- und lichtpolymerisierbare Kunststoffe unterscheiden.

Heißpolymerisierende Kunststoffe (Typ 1) haben ihre Indikation im wesentlichen zur Verwendung laborgefertigter Dauerprovisorien. Sie entsprechen den Verblendkunststoffen für definitiven Zahnersatz.

Die wichtigsten Initiatoren der Heißpolymerisate sind Dibenzoylperoxid (im Pulver der konventionellen PMMA/MMA-Heißpolymerisate) und Dimethylhexan-diperbenzoat (pastenförmige Einkomponenten-Heißpolymerisate).

Der dominierende Anteil der Präparate besteht aus kalthärtenden Autopolymerisaten (Typ 2). Deren Initiator-System beruht auf Redox-Systemen auf Amin/Peroxidbasis (ältere) oder Barbitursäurebasis (neuere Produkte).

Campherchinon ist der Initiator für die lichthärtenden Präparate (Typ 3). Als weiteren wichtigen Bestandteil enthalten alle Kunststoffe Stabilisatoren, die eine längere Lagerzeit ermöglichen. Durch Reaktion mit freiwerdenden Molekülradikalen wird eine ungewollte Reaktion vermieden. Ein solcher „Radikalfänger“ ist Hydrochinon.

In neuerer Zeit wurde ein vierter Initiator-Typ entwickelt, so dass auch sogenannte dualhärtende Kunststoffe zur Verfügung stehen. Diese bieten ein anwenderfreundliches, zweiphasiges Abbinden durch die Kombination aus lichthärtender und autopolymerisierender Komponente. So härten diese Materialien nach dem Anmischvorgang zunächst durch Autopolymerisation partiell aus. In diesem gummiähnlichen Stadium besteht die Möglichkeit der erleichterten Entnahme und Grobbearbeitung. Bei Bedarf erfolgt die Endpolymerisation durch Lichtbestrahlung außerhalb der Mundhöhle. Der entscheidende Vorteil dieser Kunststoffe liegt neben der vereinfachten Verarbeitung besonders in der Teilung der Reaktionstemperatur, welche einen nicht unwesentlichen Einfluss auf die Gesunderhaltung der vitalen Pulpa hat (siehe: 3.1.1 Patientenbezogene Anforderungen).

Bei den dualhärtenden Präparaten sind zweierlei Kombinationen möglich. Einerseits erfolgt die zweiphasige Abbindung durch zwei unterschiedliche Kunststoffe, andererseits wird ein Kunststoff mit zwei unterschiedlichen Initiatoren kombiniert

[46, 59].

## 4. Werkstoffkundliche Untersuchungen in der Literatur

### **4.1 Allgemeine Untersuchungen zu Eigenschaften der Kunststoffe**

In der Literatur finden sich zahlreiche Veröffentlichungen, in denen Materialeigenschaften der Kunststoffe (siehe Kap. 3), die neben der Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit eine wichtige Bedeutung haben, untersucht werden. Diese sollen an dieser Stelle aber nicht behandelt werden.

Für eine umfangreiche Erläuterung zu den temporären Kronen- und Brückenmaterialien und deren Verarbeitung wird auf die Lehrbücher oder Lehrbuchbeiträge von FERRACANE [18], JANDA [23], KÄYSER et al. [24], KOECK [25], STRUB [49], WELKER [59] und WIRZ [60] verwiesen.

### **4.2 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit**

Da für die werkstoffkundliche Beurteilung eines Materials die Biegefestigkeit als Maß für die Belastbarkeit eine wichtige Rolle spielt, wird diese vor Markteinführung obligatorisch von den Firmenlaboratorien (z.B. Fa. VIVADENT [19]) überprüft. Darüber hinaus sind zahlreiche vergleichende Studien im deutschen und angloamerikanischen Schrifttum bekannt [1, 2, 6, 10, 15, 26, 28, 31, 34, 37, 38, 40, 46, 56, 60, 63, 64, 65].

Bereits 1977 untersuchte KOLLMANNSPERGER [26] die Biegefestigkeit von lighthärtenden Kompositen. Er gab schon damals die Biegefestigkeit als „*Kenngroße des mechanischen Werkstoffverhaltens*“ an.

Frühe, grundlegende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von provisorischen Kronen und Brückenmaterialien wurden von BORCHERS und JUNG [6] und PFEIFFER und SCHWICKERATH [38] durchgeführt. Sie stellten deutliche Unterschiede in Abhängigkeit von Alter der Probekörper und Stoffgruppenzugehörigkeit heraus. Lichtpolymerisierende Materialien wurden nicht berücksichtigt.

Weitere Bruchfestigkeitsprüfungen ohne Angabe der Möglichkeit einer Reparatur wurden von ANDERS und WELKER [1], DIETRICHS et al. [15], POLANSKY et al. [40] und RZANNY et al. [46] durchgeführt.

DAVIDOFF [14] schilderte 1982 die Problematik der häufig vorkommenden Frakturen bei weitspannigen, provisorischen Brücken und deren Reparaturmöglichkeit.

Die generelle Möglichkeit der Reparatur und marginaler Ergänzung von temporären Versorgungsmaterialien wurde von AVIV et al. [3], CHICHE [11], LOWE [32], MONDAY und BLAIS [35], PRESTIPINO [42], ROSSEIN [45], STRUB et al. [49], WOOD et al. [66] und YUODELIS und FAUCHER [68] angegeben.

Diese Reparaturmöglichkeit wurde quantitativ von einigen Autoren untersucht [10, 28, 34, 60, 63, 64, 65]:

In den Veröffentlichungen von WIRZ [60] und WIRZ et al. [63, 64, 65,] wurde die Biegefestigkeit und die prozentuale Biegefestigkeit nach Reparatur von neun unterschiedlichen K + B-Materialien untersucht. Reparierte Probekörper erreichten 79% bis 109% der Ausgangsbiegefestigkeit, wobei leider keine Angaben zum Versuchsaufbau gemacht werden.

KOUMJIAN und NIMMO [28] bestimmten die Bruchfestigkeit von sieben Materialien unter verschiedenen Versuchsparametern, wobei eine Reparatur bei einer Versuchsgruppe durchgeführt wurde. Reparierte Probekörper, die zuvor sieben Tage feucht gelagert wurden, erreichten 15 % bis 77 % der Originalbruchfestigkeiten.

BURGESS et al. [10] untersuchen die Bruchfestigkeit von acht unterschiedlichen Materialien nach 48 h Trockenlagerung und anschließender Reparatur. Dualhärtende Komposite und PMMA-Materialien weisen hier die signifikant besseren Reparaturwerte als die autopolymerisierenden Komposite auf.

MAYER [34] stellt sehr ausführlich die Unterschiede von sechs chemisch unterschiedlichen Materialien bezüglich der Originalbruchfestigkeit und Bruchfestigkeit nach Reparatur dar. Er gibt Prozentzahlen von 37 bis 89 nach Reparatur von Probekörpern, die 24 h in synthetischen Speichel gelagert wurden, an. Es wird auf die ungenügende Reparaturfähigkeit der Komposite hingewiesen.

OLVERA und DE RIJK [37] untersuchten unterschiedliche Reparaturmöglichkeiten bezüglich verschiedener Oberflächenmodifikationen mit Bonding- oder Monomerflüssigkeiten. Hier zeigen sich deutliche Unterschiede. Weiterhin werden drei Frakturtypen nach erneutem Bruch der reparierten Probekörper unterschieden.

Weitere Studien von BINKLEY und IRVIN [4], HAZELTON und BRUDVIK [21], LARSON et al. [29], PIETROBON et al. [39], POWELL et al [41], SETZ und LIN [48], VALLITTU [53], VALLITTU et al. [54, 55] und YAZDANIE und MAHOOD [67] befassen sich mit der Erhöhung der Bruchfestigkeit mittels Zugabe verschiedener Fasermaterialien (Glas-, Kohle-, Metall- und Kevlarfasern).

Im Gegensatz zu den vorliegenden In-vitro-Studien überprüfen LUTHARDT et al. [33] verschiedene Eigenschaften von vier temporären K + B-Kunststoffe, wie mechanische Stabilität, Passgenauigkeit, Reaktion der Gingiva, Plaqueanlagerung, Verfärbungen, Verarbeitbarkeit usw., in einer klinischen Studie. Die Auswertung erfolgte durch einen Zahnarzt in einer Form einer randomisierten Blindstudie auf der Grundlage einer Skala mit Bewertungsnoten.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass in der Literatur wenig über die Reparaturfähigkeit von chemisch unterschiedlichen, temporären Kronen- und Brückenmaterialien beschrieben wird.

## 5. Eigene Versuche

Es wurden vier, im Dentalbereich gebräuchliche Materialien untersucht. Eine Übersicht der chemischen Zusammensetzungen und der Darreichungsformen der verwendeten Kunststoffe ist Tabelle 5.1 zu entnehmen.

Bei dem Produkt *Tab 2000* handelt es sich um ein handelsübliches, konventionelles Autopolymerisat, das bereits seit Ende der achtziger Jahre erhältlich ist, mit individueller Dosierung der Einzelkomponenten im Mischbecher. Die übrigen Produkte sind als Doppelkartuschensystem mit statischer Mischdüse und Mischpistole, wobei sie unterschiedliche Dosierverhältnisse aufweisen, erhältlich. Als Neuerung erscheinen die Produkte *Provipont DC* und *Luxatemp Solar*, die dem Benutzer eine individuell kalkulierbare Verarbeitungszeit durch zwei voneinander unabhängigen Polymerisationsmechanismen erlaubt [46]. Hier verbleibt der Kunststoff nach dem Mischvorgang und der Formgebung in einer elastischen, flexiblen Konsistenz bis er mittels Photopolymerisation durch Halogenlicht in den endgültigen starren Zustand versetzt wird [33].

Alle Materialien wurden zur Anfertigung der Probekörper nach den Herstellerangaben verarbeitet.

Es wurden drei verschiedene Versuchsarten gewählt ( 3-Punkt-Biege-Versuch, Zug- und Scherversuch). Die Materialprüfung erfolgte mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454.



Aus Gründen der Übersichtlichkeit und der Verschiedenheit der Versuchsanordnungen wird im folgenden jeder Versuch für sich geprüft und diskutiert. Hierbei wird bewusst von der eigentlichen Form abgewichen. Eine abschließende und zusammenfassende Diskussion aller Ergebnisse erfolgt im nächsten Kapitel (siehe Kap. 6).

Material	Chem. Aufbau	Darreichungsform	Hersteller
<b>Provipont DC (PrDC)</b>	Polyurethan + Diacrylat-Composit (Auto-+ Photopolymerisat)	Selbstmischende Doppelkartusche	Fa. Vivadent, Ellwangen
<b>Luxatemp Solar (LS)</b>	Diacrylat-Composit (Auto-+ Photopolymerisat)	Selbstmischende Doppelkartusche	Fa. DMG, Hamburg
<b>Tab 2000 (Tab)</b>	Polymethyl-Methacrylat (PMMA)	Pulver/ Flüssigkeit (Einzelkomponenten)	Fa. Kerr, Karlsruhe
<b>Cronsin Duopast (CD)</b>	Diacrylat-Composit	Paste/ Paste (Einzelkomponenten)	Fa. Merz Dental, Ffm

**Tab. 5.1** Liste der untersuchten Materialien



Abb. 5.1 Die vier untersuchten Materialien

## **5.1 3-Punkt-Biege-Versuche**

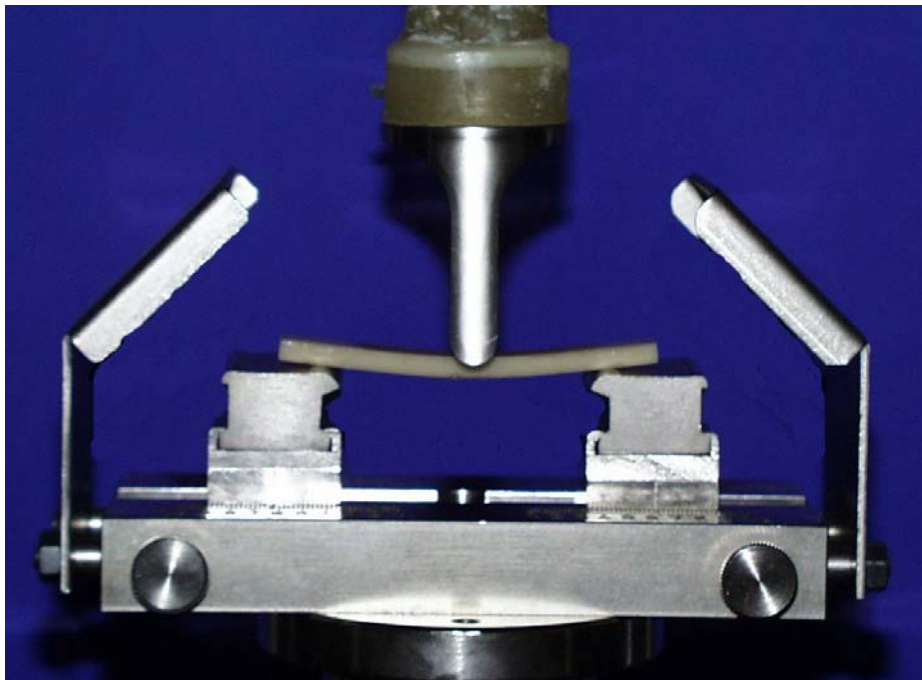
### **5.1.1 Material und Methode**

Die Prüfung der mechanischen Stabilität (Bruchfestigkeit) wurde in Analogie zur ISO 10477 [22] durchgeführt. Probekörper mit den Abmessungen 80 (+/-5,0) mm x 10 (+/-0,6) mm x 4 (+/-0,2) mm [36] wurden in Silikonformen (Dimension Garant/*Espe*) hergestellt.

Zu deren Herstellung wurde ein Aluminiumstab mit den exakten Abmessungen (s.o.) auf eine ausreichend große Glasplatte fixiert. Der Normprobekörper auf der Glasplatte wurde mit dem Silikon blasenfrei umspritzt und in ein flaches, ebenfalls mit Silikon gefülltes Kästchen gedrückt. Nach Aushärtung des Silikons wurden die störenden Überschüsse entfernt.

Der nach Herstellerangaben angemischte Kunststoff wurde jeweils mit leichtem Materialüberschuss blasenfrei in die Form gegeben und mit einer Glasplatte, die mit einem Gewicht (5 kg) belastet wurde, abgedeckt. Nach Aushärtung wurden die Probekörper mit einer Hartmetallfräse (Komet H79E) entgratet und die Oberfläche einheitlich bis zur Hochglanzpolitur (Silikonpolierer/Komet 9641)(KMG/*Candolur*) bearbeitet. Bei makroskopisch auffälligen Dimensionsabweichungen, Defekten oder Lufteinschlüssen wurde der betreffende Probekörper vor der Messung verworfen, um Kerbwirkungen zu vermeiden.

Die Bruchfestigkeit wurde jeweils 30 min nach Start der Polymerisation bestimmt. Jeweils 10 Probekörper mit 4 mm Höhe wurden dazu auf die Biegebank mit einer Stützweite von 62 mm gelegt und mit der Biegefinne (10 mm Durchmesser) mit der Prüfgeschwindigkeit von 10 mm/min in der Mitte bis zur Fraktur gebogen (Gr. 1.1a).



**Abb. 5.2** 3-Punkt-Biegeversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454

Die Biegefestigkeit (Biegespannung bei Höchstkraft) der einzelnen Stäbe wurde im Prüfbericht der Prüfsoftware (Z2044 V1.21) festgehalten.

Nach Bruch des Kunststoffes wurden die Stäbe nach Anschrägung im Winkel von  $45^\circ$  zur Seitenfläche [28, 37] und Anrauen mit einer Hartmetallfräse (Komet H79E) in der Siliconform mit dem identischen Material, welches zuvor erneut angemischt wurde, repariert [28]. Dieses Vorgehen (Reparatur und Ergänzung mit dem gleichen Kunststoff) wird auch von den Herstellern bei der Reparatur eines Provisoriums angegeben. Die Oberflächen müssen trocken sein und dürfen nicht mit Fremdstoffen kontaminiert werden.



**Abb. 5.3** Reparatur des Probekörpers in der Silikonform

Nachdem die Oberfläche an der ehemaligen Bruchstelle in gleicher Weise wie der Originalprobekörper bearbeitet wurde, unterzog man die Probekörper 30 min später wieder der Biegeprüfung (Gruppe 1.1b).

In einer zweiten Versuchsgruppe erfolgte die 3-Punkt-Biege-Prüfung erst nach 7-tägiger Feuchtlagerung in isotoner Kochsalzlösung (37°C) (Gruppe 1.2a). Nach der Fraktur wurde mit den Kunststoffstäben identisch wie in Versuchsgruppe 1.1b verfahren (Gruppe 1.2b).

### 5.1.2 Ergebnisse

Die gesuchte Biegespannung  $\sigma$  errechnet sich aus der folgenden Formel [22]:

$$\sigma = \frac{1,5 * F_{\text{Max}} * l_v}{b * h^2}$$

$F_{\text{Max}}$	= Kraft in N
$l_v$	= Stützweite in mm
$b$	= Breite des Probekörpers in mm
$h$	= Höhe des Probekörpers in mm

Die ermittelten Werte wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 10.0 für Microsoft Windows statistisch aufbereitet [9]. Mit Hilfe der explorativen Datenanalyse wurden Mittelwerte (Tab. 5.2 und Abb.5.4) und Perzentile berechnet. Darüber hinaus erscheint nach der Reparatur der Probekörper der prozentuale Vergleich der Biegefestigkeiten [34,63] als sinnvoll und aussagekräftig (Tab.5.2).

Signifikante Unterschiede der Materialien (Irrtumswahrscheinlichkeit P) wurden mittels T-Test (Tab.5.3) analysiert. Die Normalverteilung wurde zuvor visuell mittels Boxplot (Abb. 5.5) und dem Anpassungstest nach Kolmogorov-Smirnov überprüft [9].

	<b>Provipont DC (MPa)</b>	<b>Luxatemp Solar (MPa)</b>	<b>Tab 2000 (MPa)</b>	<b>Cronsin Duopast (MPa)</b>
<b>1.1a</b> Bruch nach 30 min	54,9 (+/-6,5)	25,6(+/-3,4)	./.	33,9 (+/-3,5)
<b>1.1b</b> Reparatur	47,3 (+/-5,6)	30,5 (+/-6,4)	./.	18,0 (+/-3,5)
Biegefestigkeit in % nach Reparatur bezogen auf die Originalbruchfestigkeit nach 30 min (100%)	86	119	./.	53
<b>1.2a</b> Bruch nach 7 Tagen	106,1 (+/-14,9)	109,9 (+/-7,2)	77,0 (+/-17,4)	105,8 (+/-25,5)
<b>1.2b</b> Reparatur	37,4 (+/-12,3)	18,4 (+/-3,5)	54,9 (+/-8,6)	25,7 (+/-3,6)
Biegefestigkeit in % nach Reparatur bezogen auf die Originalbruchfestigkeit nach 7 Tagen (100%)	35	17	71	24

**Tab. 5.2** Mittelwerte und Standardabweichungen der Biegefestigkeiten

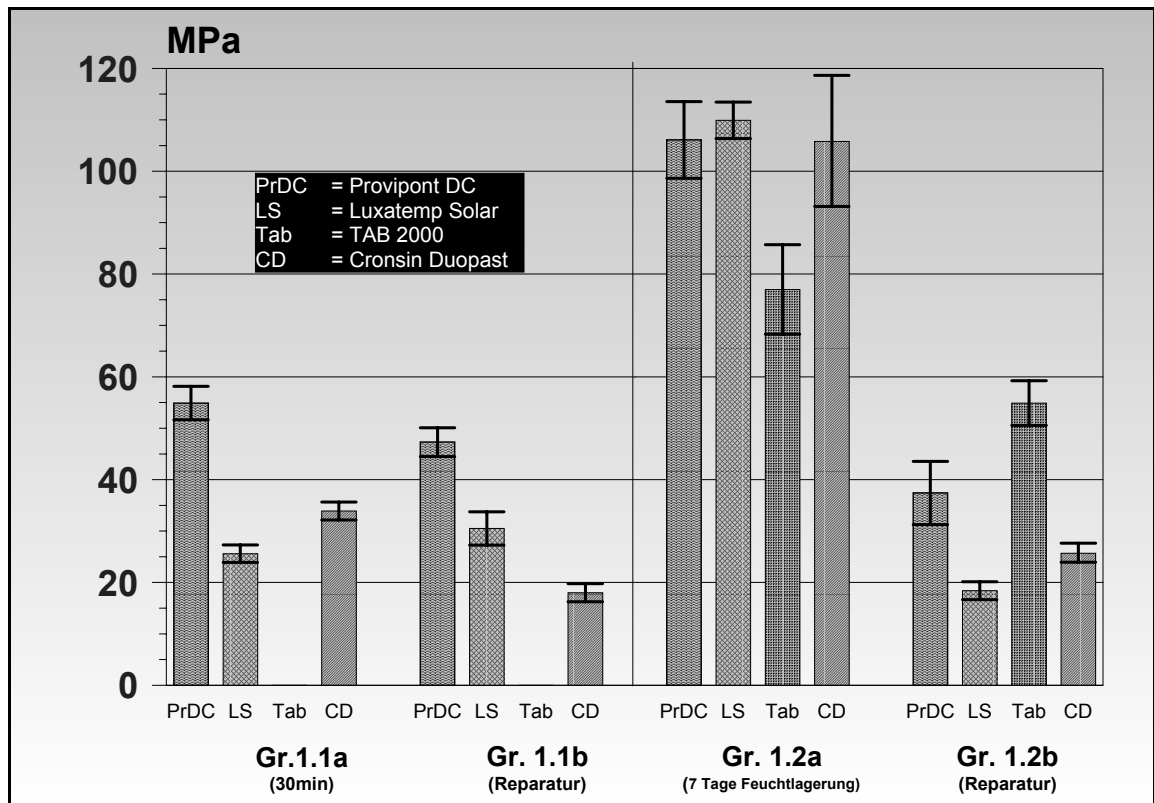
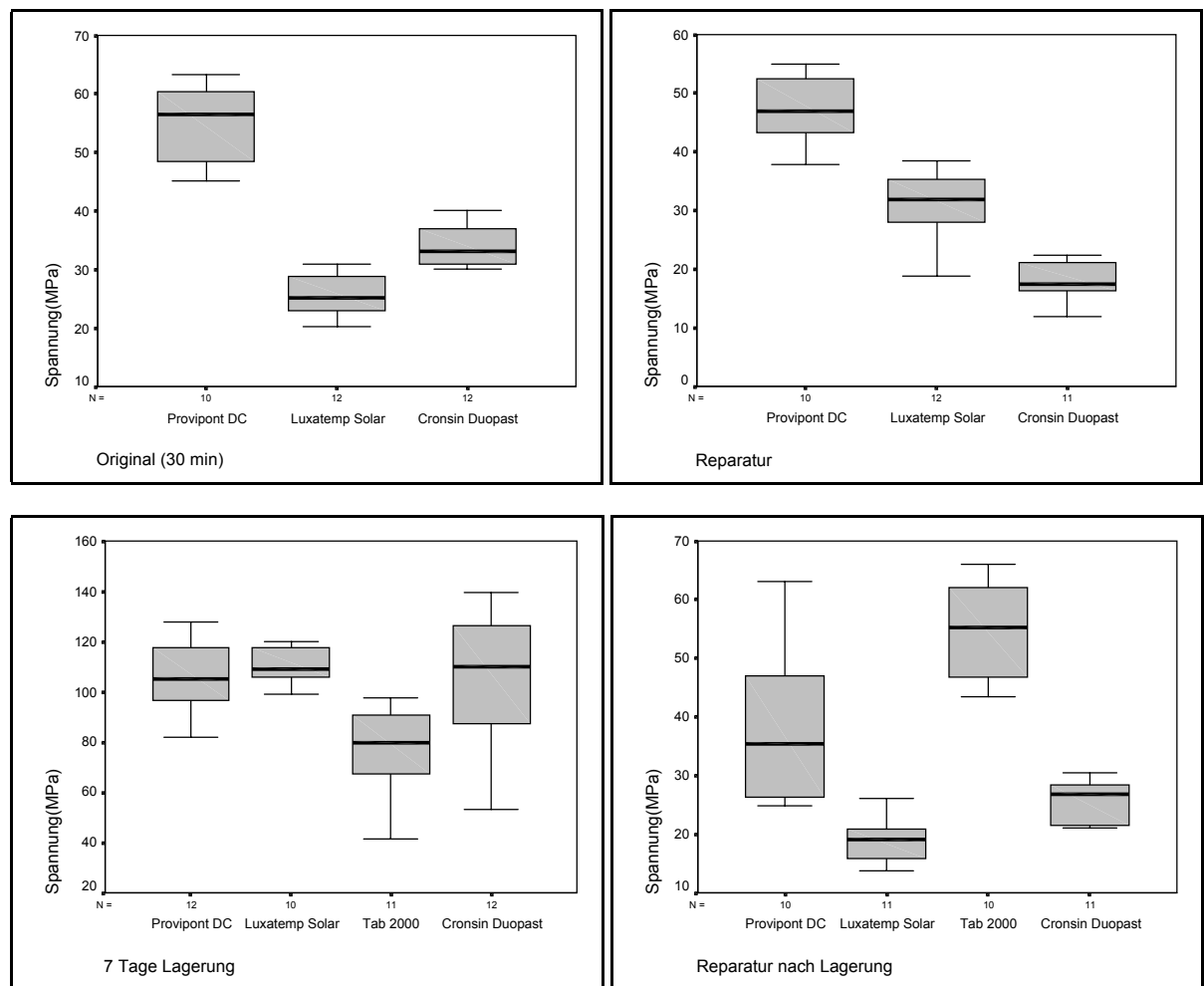


Abb. 5.4 Säulendiagramm mit Fehlerbalken (Mittelwerte der Biegefestigkeiten)



**Abb. 5.5** Boxplots (Biegeversuche)

Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte. Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.

In der Gruppe 1.1a stellte sich heraus, dass die Probekörper eines Materials (*Tab 2000*) bei der vorgegebenen Versuchskonstellation nicht brachen, da diese nicht ausreichend starr waren. Die ermittelten Mittelwerte bewegten sich von 25,6 +/-3,4 MPa (*Luxatemp Solar*) bis 54,4 +/-6,5 MPa (*Provipont DC*), wobei sich die Materialien untereinander signifikant ( $p < 0.05$ ) unterschieden. Nach Reparatur der zerbrochenen Probekörper (Gruppe 1.1b) fielen die Werte ab. Lediglich *Luxatemp Solar* erzielte eine höhere Biegefestigkeit (119%) als im Originalzustand nach 30 min. Die besten Werte erreichten die dualhärtenden Composite.



Die reparierten Stäbe des autopolymerisierenden Composites *Cronsin Duopast* erzielten demgegenüber mit  $18,0 \pm 3,5$  MPa lediglich 53% der Ausgangsbiegefestigkeit.

In der Gruppe 1.2a wurden bei allen Materialien (diesmal brach auch *Tab 2000*) bedeutend höhere Werte ermittelt. Die ermittelten Werte bewegten sich von  $77,0 \pm 17,4$  MPa (*Tab 2000*) bis  $109,9 \pm 7,2$  MPa (*Luxatemp Solar*), welches in der Gruppe 1.1a nach 30 min Polymerisationszeit am schlechtesten abschnitt. Das manuell anzumischende, chemisch härtende *Tab 2000* auf PMMA-Basis hatte mit  $77,0 \pm 17,4$  MPa die niedrigste Biegespannung (hochsignifikant  $p < 0,001$ ). Die dualhärtenden Materialien wiesen keinen signifikanten Unterschied zu dem verbleibenden autopolymerisierenden Composit auf.

Die nach 7-tägiger Feuchtlagerung und anschließender Reparatur (Gruppe 1.2b) erreichten Werte entsprachen weitgehend den Werten nach Reparatur ohne vorausgegangener Lagerung (Gruppe 1.1b). Es ergaben sich Bruchfestigkeiten von  $18,4 \pm 3,5$  MPa (*Luxatemp Solar*) bis  $54,9 \pm 8,6$  MPa (*Tab 2000*). Prozentual hingegen fielen die Ergebnisse nach Reparatur gegenüber der Ausgangsbruchfestigkeit nach Lagerung drastisch ab. So erreichten Probekörper vom *Luxatemp Solar* nur 17% der Ausgangsbruchfestigkeit, während reparierte Stäbe des Polymethyl-Methacrylates *Tab 2000* noch 71% der Ausgangsbruchfestigkeit aufwiesen.

Bei Auswertung der Standardabweichungen der Messwerte, welche als Maß für die Homogenität der Messergebnisse gesehen wird [34], fällt ein starker Anstieg der Abweichungen aller Materialien nach 7-tägiger Feuchtlagerung auf.

Gruppe 1.1a	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,000	-/-	0,000
Luxatemp Solar	***		-/-	0,000
Tab 2000	-/-	-/-		-/-
Cronsin Duopast	***	***	-/-	

Gruppe 1.1b	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,000	-/-	0,000
Luxatemp Solar	***		-/-	0,000
Tab 2000	-/-	-/-		-/-
Cronsin Duopast	***	***	-/-	

**Tab. 5.3a** T-Test Biegeversuche (Bruch nach 30 min + Reparatur)

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

- \*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant
- \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant
- \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant
- n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

Gruppe 1.2a	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,638	0,000	0,976
Luxatemp Solar	n.s.		0,002	0,747
Tab 2000	***	**		0,005
Cronsin Duopast	n.s.	n.s.	**	

Gruppe 1.2b	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,000	0,002	0,022
Luxatemp Solar	***		0,000	0,008
Tab 2000	**	***		0,000
Cronsin Duopast	*	**	***	

**Tab. 5.3b** T-Test Biegeversuche (Bruch nach 7 Tagen + Reparatur)

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

- \*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant
- \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant
- \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant
- n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

### 5.1.3 Diskussion

Der beschriebenen Versuchsaufbau, der sich im wesentlichen an der bestehenden ISO 10477 [22] orientiert, dient der eigentlichen Materialprüfung von Kunststoffen. Die Fragestellung hat aber einen klinisch relevanten Hintergrund. Die Bruchfestigkeit einer temporären Brücke in der Mundhöhle wird von weiteren Faktoren wie Brücken-zwischengliedgestaltung, Art der Pfeilerpräparation, Zementierung, Okklusion, Alterungserscheinungen, Parafunktionen, Auslenkung der Zahnachsen usw. beeinflusst. Die Belastung der Restauration während des Kauvorganges sind geprägt durch das Zusammentreffen verschiedener Belastungskräfte. SEATON [47] hat die Zusammenhänge dieser verschiedenen Kräfte sehr genau beschrieben.

So lässt sich eine Aussage darüber, ob aus verschiedenen Provisorienkunststoffen hergestellte Brücken eine ausreichende Festigkeit für die Beanspruchung in der Mundhöhle besitzen, nicht allein aus den Zahlenwerten des 3-Punkt-Biegeversuchs treffen. Werkstoffprüfung nach DIN bzw. ISO geben immer nur eine erste Orientierung für die klinische Eignung [15].

Um eine ausreichend große Anlagerungsfläche für den neu aufzutragenden Kunststoff bei der anschließenden Bruchreparatur zu erhalten, wurde in dem vorliegenden Versuchsaufbau für den Drei-Punkt-Biege-Versuch eine von der DIN abweichende Probenform und Probenherstellung gewählt [34]. Durch die größere Dimensionierung der Probekörper reduzierte sich die Anzahl der Fehlmessungen deutlich.

In diesem Zusammenhang stellt sich die Frage nach einer Ursache für die ungenügende Steifigkeit der *Tab 2000* – Probekörper, 30 min nach Anmischen der Pulver-Flüssigkeitskomponenten, die keine Messwerte ermitteln ließ. So ist es doch das einzige Material in dieser Probenauswahl (Tab. 5.1), das noch keinen Dosiermechanismus (z.B. Doppelkartusche bzw. selbstmischende Doppelkartusche) besitzt. Polymerpulver und Monomerflüssigkeit mussten per Hand angemischt bzw. angeteigt werden, woraus sich Fehler und Unregelmäßigkeiten im Dosierverhältnis oder in der Homogenität des Polymerisates ergeben konnten. Nach den Ergebnissen von WIRZ et al [65], in deren Untersuchungen ebenfalls ein autopolymerisierendes Material (*Snap*, Fa. Parkell [64]) mit individueller Dosiermöglichkeit nicht brach, und den vorliegenden Ergebnissen von *Tab 2000* in der Versuchsgruppe 1 kann man schlussfolgern, dass diese Materialien einen messbaren Nachteil gegenüber den weiterentwickelten Kompositen mit Mischpistole bezüglich der gewünschten Anfangshärte haben. Ob sich dieser Nachteil aus der Verarbeitung oder aus der chemischen Charakteristik des Materials herleitet, bleibt offen. Ein Erklärungsansatz findet sich in der Untersuchung hinsichtlich der mikroskopischen Struktur der Polymerisate von RZANNY et al. [46]. Bei einer 4000fachen Vergrößerung von Schlißflächen der untersuchten Materialien wurden deutliche Porositäten in den zwei Pulver-Flüssigkeits-Präparaten (*Tab 2000* und *Snap*) registriert, besonders wenn diese gemäß Herstellerangaben zubereitet und unter atmosphärischen Bedingungen polymerisiert wurden. Diese Porositäten waren nur vereinzelt auszumachen, wenn Pasten-Präparate von Hand angemischt wurden. Bei den weiterentwickelten Automix-Varianten traten diese nicht auf. Laut RZANNY et al. [46] handelt es sich bei diesen Porositäten um Hohlräume, die durch Diffusion der monomeren Flüssigkeit in die Polymerkügelchen entstehen.

Der Vergleich der Bruchfestigkeiten zu einem frühen Zeitpunkt (nach 30 min) und nach 7 Tagen Wasserlagerung zeigt sehr starke Unterschiede. Diesen Effekt der starken Nachhärtung aller Komposite innerhalb von 7 Tagen wird auch von KOUMJIAN und NIMMO [28], LLOYD und IANNETTA [31], MAYER [34] und RZANNY et al. [46] bestätigt. Untersuchungen von ANDERS und WELKER [1] und KOUMJIAN und NIMMO [28] zeigen, dass eine 7-tägige Trockenlagerung, die hinsichtlich der Verweildauer im feuchten Mundmilieu eher unrealistisch erscheint, nur geringfügige Bruchfestigkeitssteigerungen hervorruft. Aus den eigenen Ergebnissen und den vorstehenden Literaturangaben kann geschlossen werden, dass die Nachpolymerisation der Komposite somit der Festigkeitsabnahme durch Wasseraufnahme stark entgegen wirkt [6, 46]. Für die Praxis kann man schlussfolgern, dass neu angefertigte Provisorien initial durch den Patienten nicht belastet werden sollten, da diese noch nachhärten.

Um einen genaueren Verlauf des Anstieges der Bruchfestigkeit zu dokumentieren, sind wie bei BORCHERS und JUNG [6], MAYER [34] und PFEIFFER und SCHWICKERATH [38] kleinere Messintervalle indiziert. Eine verlängerte Verweildauer von mehr als einer Woche bedeutet aber keine wesentliche Festigkeitszunahme. Ergebnisse von ANDERS und WELKER [1] und PFEIFFER und SCHWICKERATH [38] bestätigen dieses.

Die eigenen Messwerte nach 30 min erscheinen im Gegensatz zu den Werten nach 7 Tagen Wasserlagerung wenig repräsentativ für das einzelne Material. Die geforderte Mindestbiegefestigkeit von 50 MPa (nach ISO 10477 [22]) wird von den überwiegenden Materialien nach dieser Zeit nicht oder nur knapp (*Provipont DC*) erreicht.

Nach 7 Tagen wird der Unterschied zwischen dem eher veralteten PMMA-Material *Tab 2000* und den drei Materialien auf Kompositbasis bezüglich der stark herabgesetzten Bruchfestigkeit von *Tab 2000* deutlich. Die drei Kompositmaterialien erreichen nun Mittelwerte, die doppelt so hoch als die standardisierte Mindestbiegefestigkeit sind.

Die Ergebnisse nach Reparatur der ersten Versuchsgruppe zeigen eine für diesen Zeitpunkt suffiziente Reparaturfähigkeit der dualhärtenden Materialien. Zu diesem Ergebnis kommen auch WOOD et al. [66]. Die hohen Prozentwerte dürfen aber nicht über die allgemein niedrigen Messwerte hinwegtäuschen. Die Tatsache, dass die reparierten Probekörper, wie bei *Luxatemp Solar*, eine höhere Bruchfestigkeit als vor dem Bruch erreichen, ist bereits bei Untersuchungen von WIRZ et al. [63] beschrieben. Hier scheint die weiter fortschreitende Polymerisation der Bruchstücke einen bedeutenden Einfluss auf die gemessene Bruchfestigkeit zu nehmen.

Die Reparatur von Probekörper der Kompositmaterialien nach 7 Tagen erscheint anhand der Prozentwerte als wenig sinnvoll. Werden die Messwerte der beiden reparierten Versuchsgruppen verglichen, so liegt der Schluss nahe, dass auch die unmittelbare Reparatur nach 30 min im Vergleich zu der doch recht hohen Bruchfestigkeit nach 7 Tagen wenig suffizient ist. Diese Schlussfolgerung lässt sich aber nur durch eine erneute Versuchsreihe, welche die Alterung von reparierten Probekörper untersucht, überprüfen.

Eine wesentliche Verbesserung der Reparaturfähigkeit stellt sich beim PMMA-Kunststoff *Tab 2000* durch Verwendung der eigenen Monomerflüssigkeit als Haftvermittler zwischen bereits auspolymerisierten Bruchflächen und frisch angemischtem Material ein, wie es schon bei Bruchreparaturen an Prothesenkunststoffen bekannt ist. Untersuchungen von OLVERA und DE RIJK [37] und VALLITTU et al. [56] bestätigen dieses Ergebnis.

## **5.2 Zugversuche**

### **5.2.1 Material und Methode**

Zur Einschätzung der Reparaturfähigkeit der Materialien bzw. zur Beurteilung des quantitativen Verbundes zwischen bereits auspolymerisiertem und anpolymerisiertem Kunststoff wurde folgender experimenteller Zugversuch durchgeführt :

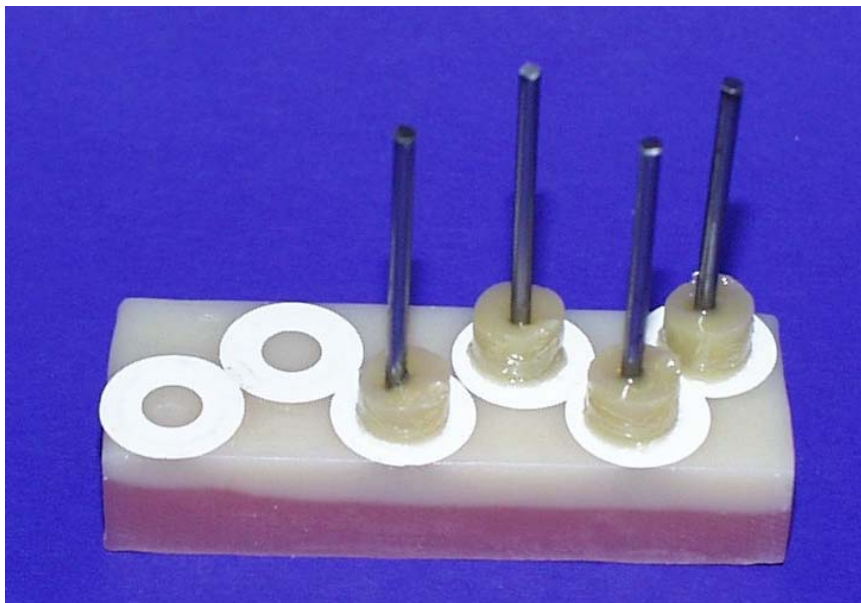
In einer Silikonform (Dimension Garant/*Espe*) wurden plane Probekörper (Pk1) mit den Abmessungen (60 mm x 20 mm x 13 mm) hergestellt. Diese dienten als Grundblöcke, die in die unteren Spannbacken der Materialprüfmaschine fest eingespannt werden können. Aus Gründen der Materialersparnis bestand nur die Oberseite des Prüfkörpers aus dem jeweiligen Kronen- und Brückenkunststoff. Um die erforderliche Höhe zur sicheren Fixierung des Blockes zu erreichen, wurde mit autopolymerisierendem Prothesenkunststoff ( Palapress/*Kulzer*) aufgefüllt. Sechs kreisrunde Stempel (Pk2), dessen runde Kontaktflächen einen genormten Durchmesser von 5,3 mm aufweisen, wurden versetzt voneinander aufpolymerisiert. Bei diesem Vorgang wurde jeweils ein Metallstift mit Retention senkrecht zur Polymerisationsfläche eingelassen. Um für jeden Probekörper exakt die Kontaktfläche von  $22,1 \text{ mm}^2$  bzw. den Durchmesser von 5,3 mm einzuhalten, wurden selbstklebende Lochverstärkungsringe (No.3508/*Zweckform*), wie sie im Bürofachhandel erhältlich sind, verwandt. Beim Auftragen des Materials für Pk2 musste darauf geachtet werden, dass es homogen auf die Kontaktfläche appliziert wurde. Wurden nach der Zugprüfung makroskopisch Lufteinschlüsse an der Kontaktfläche des Probekörpers entdeckt, so galt diese Messung als ungültig. Weiterhin war soviel Material aufzutragen, dass die Retention des Metallstiftes gut umfasst war, wobei ein Abstand von etwa 2-3 mm zur Oberfläche des Probekörpers 1 unbedingt eingehalten werden musste.



Zeichneten sich Materialien bei Polymerisationsstart durch eine hohe Viskosität aus, so bediente man sich einer Form aus Silikon, die sich in ihrer Ausdehnung auf die Fläche des Lochverstärkungsringes beschränkte (siehe Abb. 5.6).

Der so vorbereitete Probekörper wurde fest in die unteren Spannbacken der Prüfmaschine eingespannt. Zur Messung war jeweils ein Metallstift mittels eines handelsüblichen Bohrfutters, welches mit einer ausreichend festen Kette an den oberen Spannbacken befestigt war, fixiert. Wurde bei einer Messung ein Verrutschen des Stiftes im Bohrfutter registriert, so war diese ungültig.

Die Verbundfestigkeit wurde mit jeweils 20 Probekörper pro Versuchsgruppe und Material im Zugversuch mit einer Zuggeschwindigkeit von 10 mm/min geprüft. Die Kraft-Weg-Kurve und die maximale Kraft  $N$  zum Zeitpunkt des Abrisses protokollierte die Software der Universalprüfmaschine. Die Probekörper und die Versuchsanordnung sind in Abb. 5.6 und 5.7 dargestellt.



**Abb. 5.6** Probekörper für Zugversuch

Es wurde Wert darauf gelegt, klinische Situationen, was den Zeitpunkt der Reparatur betrifft, im Versuch zu simulieren.

So wurden drei unterschiedliche Versuchskonstellationen gewählt:

**Gruppe 2.1** Anpolymerisieren von Pk2 10 min nach Aushärtung Pk1, ohne die Oberfläche von Pk1 zu bearbeiten, welches klinisch der Feststellung von Defiziten unmittelbar nach Aushärtung des Provisoriums entspricht.

**Gruppe 2.2** Anpolymerisieren von Pk2 20 min nach Aushärten Pk1, nachdem die Oberfläche mit einer Fräse (Komet H79E) bearbeitet wurde, welches klinisch der Feststellung von Defiziten während der Ausarbeitungsphase des Provisoriums entspricht.

**Gruppe 2.3** Anpolymerisieren von Pk2 nach einer Woche Feuchtlagerung (isotone Kochsalzlsg./ 37°C) des Pk2, wobei die Oberfläche erneut angeraut (Komet H79E) wurde, welches klinisch der Reparatur des Provisoriums nach einer Woche Tragezeit in der Mundhöhle entspricht.



**Abb. 5.7** Zugversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454

### 5.2.2 Ergebnisse

Die gesuchte Zugspannung  $\sigma$  errechnet sich aus der folgenden Formel [69]:

$$\sigma = \frac{F_{\text{Max}}}{A}$$

$F_{\text{Max}}$  = Kraft in N  
 $A$  = Kontaktfläche in mm<sup>2</sup>

Die ermittelten Werte wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 10.0 für Microsoft Windows statistisch aufbereitet [9]. Mit Hilfe der explorativen Datenanalyse wurden Mittelwerte (Tab.5.4 und Abb. 5.8 ) und Perzentile berechnet. Signifikante Unterschiede der Materialien (Irrtumswahrscheinlichkeit P) wurden mittels T-Test (Tab. 5.5) analysiert. Die Normalverteilung wurde zuvor visuell mittels Boxplot (Abb. 5.9) und dem Anpassungstest nach Kolmogorov-Smirnov überprüft [9].

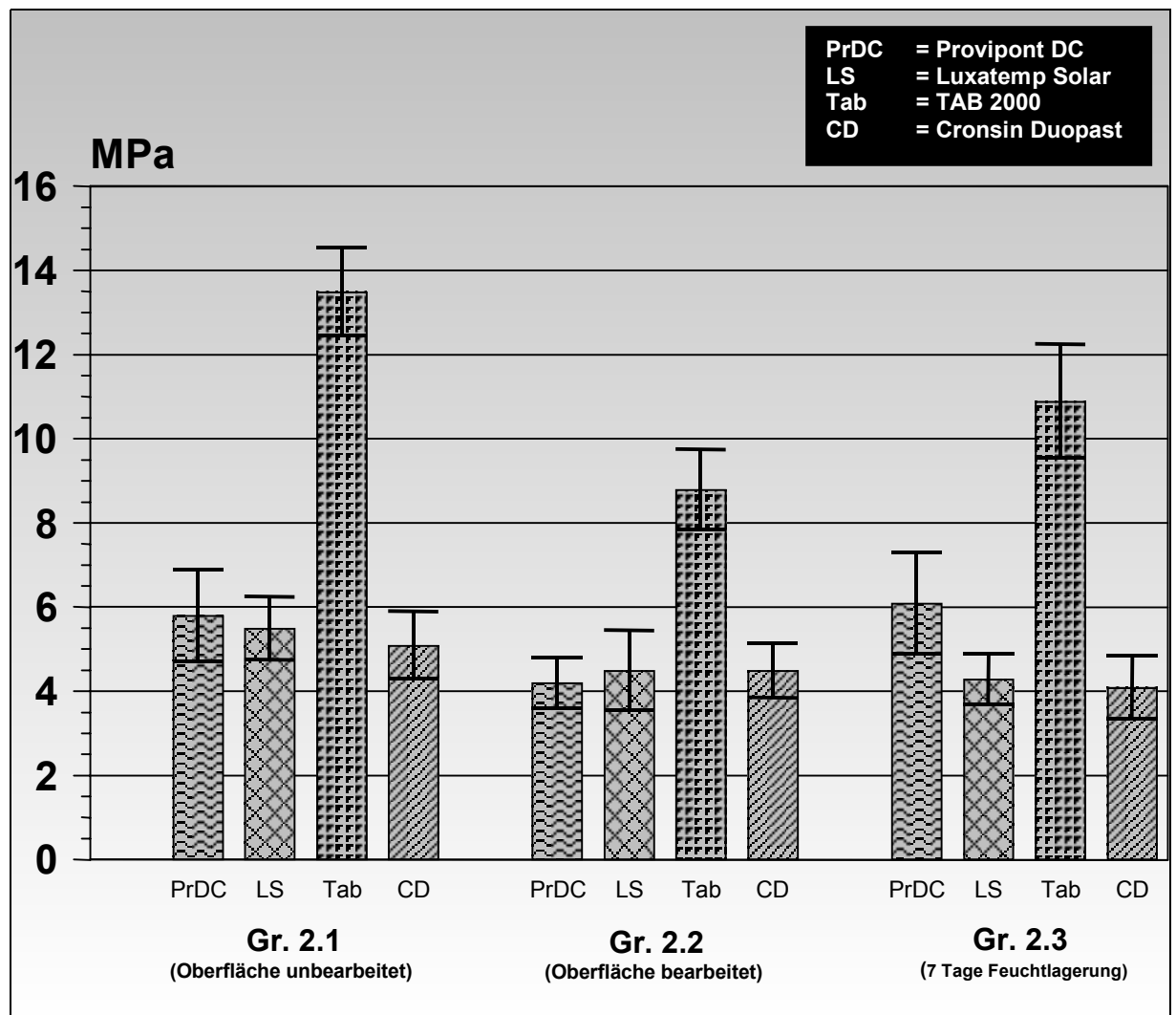
	<b>Provipont DC</b> (MPa)	<b>Luxatemp Solar</b> (MPa)	<b>Tab 2000</b> (MPa)	<b>Cronsin Duopast</b> (MPa)
<b>2.1</b> unbearbeitet	5,8 (+/-2,2)	5,5 (+/-1,5)	13,5 (+/-2,1)	5,1 (+/-1,6)
<b>2.2</b> bearbeitet	4,2 (+/-1,2)	4,5 (+/-1,9)	8,8 (+/-1,9)	4,5 (+/-1,3)
<b>2.3</b> 7 Tage Wasserlag.	6,1 (+/-2,4)	4,3 (+/-1,2)	10,9 (+/-2,7)	4,1 (+/-1,5)

**Tab. 5.4** Mittelwerte und Standardabweichungen der Zugfestigkeiten

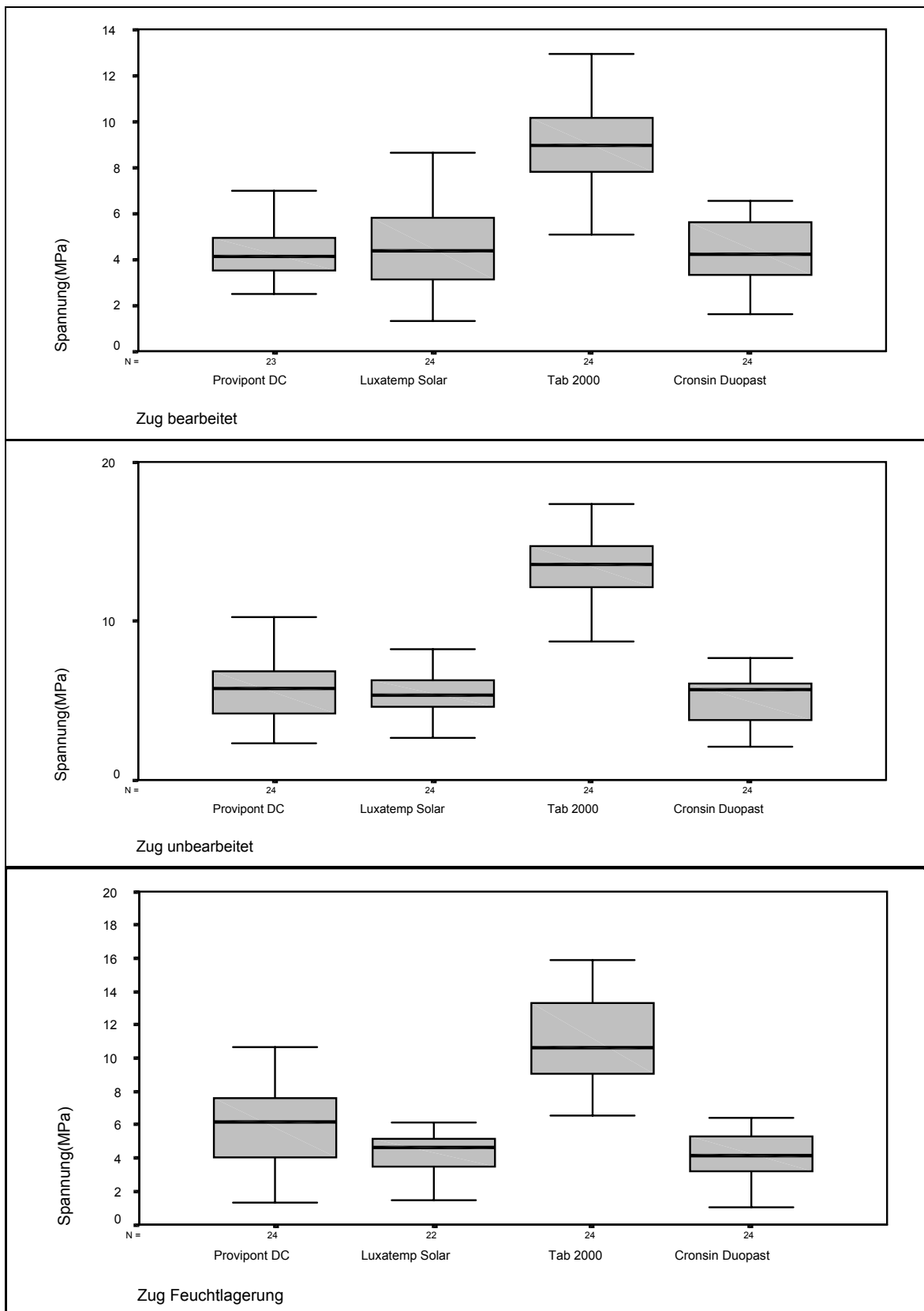
In der Gruppe 2.1 zeigte das Material *Tab 2000* mit  $13,5 \pm 2,1$  MPa eine klar herausragende Zugfestigkeit. Analog zu den 3-Punkt-Biege-Versuchen wurde bei den Zugversuchen die Kontaktfläche des Pk1 mit Monomer benetzt (siehe Kap. 5.1.3). Die verbleibenden Materialien erreichen Werte von  $5,1 \pm 1,6$  MPa (*Cronsin Duopast*) bis  $5,8 \pm 2,2$  MPa (*Provipont DC*), welche, obwohl sie augenscheinlich nahezu gleiche Ergebnisse zeigen, signifikant unterschiedlich sind (siehe Tab. 5.6).

In der Gruppe 2.2 verschlechterte sich insgesamt die Zugfestigkeit durchweg bei allen Materialien nach Bearbeitung und verlängerter Zeitspanne. *Tab 2000* zeigte mit  $8,8 \pm 1,9$  MPa eine deutlich bessere Zugfestigkeit als Komposite. Diese waren mit Werten von  $4,2 \pm 1,2$  MPa (*Provipont DC*) bis  $4,5 \pm 1,9$  MPa (*Luxatemp Solar*) immer noch signifikant unterschiedlich.

In der Gruppe 2.3 hat sich nach Feuchtlagerung wieder die Zugfestigkeit des PMMA-Materials *Tab 2000*, welches erneut auffallend bessere Werte als die verbleibenden Komposite zeigte, im Vergleich zur Versuchsgruppe 2.2 verbessert. Das dualhärtende Komposit *Provipont DC* zeigte mit  $6,1 \pm 2,4$  MPa sein bestes Ergebnis in dieser Versuchsreihe. Bei den verbleibenden zwei Materialien verschlechterten sich die Werte nur geringfügig, wobei es keine signifikanten Unterschiede (siehe Tab. 5.5) unter den Kompositen gab.



**Abb. 5.8** Säulendiagramm mit Fehlerbalken (Mittelwerte der Zugfestigkeiten)

**Abb. 5.9** Boxplots (Zugversuche)

Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte. Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.

Gruppe 2.1	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,000	0,000	0,000
Luxatemp Solar	***		0,000	0,019
Tab 2000	***	***		0,000
Cronsin Duopast	***	*	***	

Gruppe 2.2	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,000	0,000	0,000
Luxatemp Solar	***		0,000	0,000
Tab 2000	***	***		0,000
Cronsin Duopast	***	***	***	

Gruppe 2.3	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,173	0,000	0,747
Luxatemp Solar	n.s.		0,000	0,111
Tab 2000	***	***		0,000
Cronsin Duopast	n.s.	n.s.	***	

**Tab. 5.5** T-Test Zugversuche

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

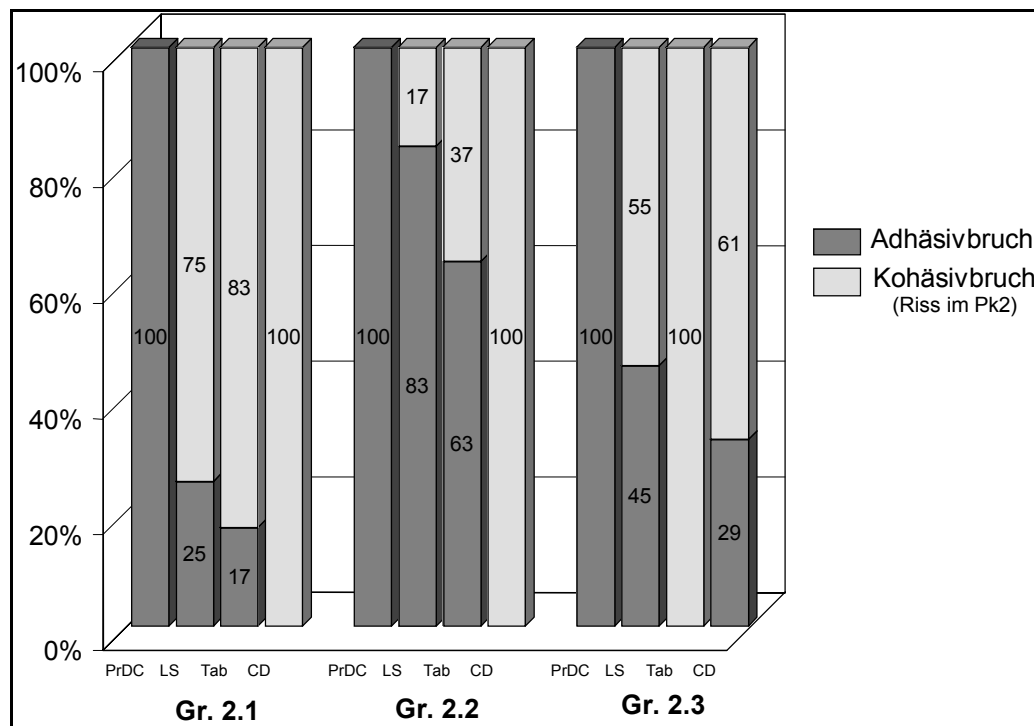
- \*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant
- \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant
- \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant
- n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

Bei der Versuchsdurchführung fiel auf, dass sich die Probekörper (Pk2) auf zwei unterschiedliche Arten von dem vorgefertigten Block (Pk1) lösen :

- a) Das neu anpolymerisierte Material wurde komplett von der Kontaktfläche abgerissen. Diese Beobachtung wird im folgendem als **Adhäsivbruch** bezeichnet.
- b) Nach Abriss verbleiben Teile des neu anpolymerisierten Kunststoffes auf der Oberfläche des Probekörpers 1, d.h. der Bruch findet im Probekörper 2 statt. Dieser Vorgang wird im folgendem als **Kohäsivbruch** bezeichnet.

Die Abb. 5.10 zeigt die prozentuale Verteilung der zwei Brucharten. Das dualhärtende Komposit *Provipont DC* zeigt deutlich in allen Versuchsanordnungen 100% Adhäsivbrüche. Demgegenüber bricht das autopolymerisierende Komposit *Cronsin Duopast* in den Versuchsgruppen 2.1 und 2.2 rein kohäsiv, und erst nach Anpolymerisieren an die 7 Tage alten Probekörper 1 treten fast  $\frac{1}{3}$  Adhäsivbrüche auf. Bei den verbleibenden PMMA- Material *Tab 2000* und dem dualhärtenden *Luxatemp Solar* treten zunächst überwiegend Kohäsivbrüche in Gruppe 2.1, dann aber zum Großteil Adhäsivbrüche in der Gruppe 2.2 mit angefrischter Oberfläche auf. Schließlich sind nach der Feuchtlagerung (Gr.2.3) beim *Tab 2000* ausschließlich und beim *Luxatemp Solar* zu 55% Kohäsivbrüche zu verzeichnen.





**Abb. 5.10** Verteilung der Brucharten  
(PrDC= Provipont DC, LS= Luxatemp Solar, Tab= Tab 2000, CD= Cronsin Duopast)

### 5.2.3 Diskussion

Der Zugversuch ist eine gebräuchliche Versuchsanordnung in der Werkstoffprüfung [59]. Bei der Untersuchung der Reparaturfähigkeit bei temporären Kronen- und Brückenwerkstoffen beschränken sich die Autoren in der Literatur ausschließlich auf reparierte Probekörper im 3-Punkt-Biegeversuch [10, 28, 34, 60, 63, 64, 65]. Da die Reparatur mit dem eigenen Material aber nichts anderes ist, als der Verbund eines Materials in zwei verschiedenen Polymerisationsstadien, erscheint die Zugprüfung als weitere vergleichende Messmethode.

Die experimentelle Durchführung birgt Fehlerquellen in der Probekörperherstellung. So verfälschen nicht einheitlich eingehaltene Zeitvorgaben gerade bei den Versuchsgruppen 2.1 und 2.2 die Werte.

Dasselbe gilt für kontaminierte Oberflächen (Schleifstaub, Feuchtigkeit usw.) und Lufteinschlüsse. Nicht einwandfrei aufgeklebte Lochverstärkungsringe vergrößern die Oberfläche um einen nicht unbeträchtlichen Faktor.

Neben der Kontaktfläche ist die Einhaltung des senkrechten Kraftvektors zu der Fläche fehleranfällig. Eine abgekippte Positionierung des Metallstiftes im Probekörper 2 oder des fertiggestellten Aufbaus in den Spannbacken der Prüfmaschine verfälscht die Messwerte. Gleiches gilt für ein gegenseitiges Versetzen von Metallstift und dessen Haltevorrichtung (Bohrfutter). Ein unvorsichtiges Fixieren des Metallstiftes durch das Bohrfutter beeinflusst den Verbund der beiden Probekörper ebenfalls.

Die einzelnen Versuchsreihen sollten einen Unterschied in der Art und dem Zeitpunkt der Reparatur herausarbeiten. Über alle Materialien gesehen, kann man aber sagen, dass, den Ergebnissen zufolge, der Zeitpunkt der Applikation des Materials bzw. das Alter des auspolymerisierten Probekörpers einen untergeordneten Einfluss hat. Um eine Aussage über die Abhängigkeit zur Oberflächenbearbeitung treffen zu können, müssten weitere Versuchsreihen durchgeführt werden, in denen jeweils nur ein Parameter variiert wird. Die vorliegenden Versuchsreihen sind aber bewusst an klinische Situationen angelehnt.

Der Vergleich der einzelnen Materialien zeigt aber sehr wohl einen Unterschied. Der veraltete PMMA-Kunststoff *Tab 2000* ist durch die Möglichkeit einer Monomerbenetzung den Neuentwicklungen in der Reparaturfähigkeit überlegen. Gerade das dualhärtende Komposit *Provipont DC* zeigt eine hohe Anzahl an Adhäsivbrüchen.

Hierbei ist es fraglich, ob man eine Korrelation zwischen Zahlenwerten und optischem Eindruck herstellen kann.

Ausgerechnet das autopolymerisierende Komposit *Cronsin Duopast* weist eine hohe Anzahl an Kohäsivbrüchen auf, obwohl es ähnliche Werte erreichte als die dualhärtenden Kunststoffe und bedeutend schlechtere Werte als das Polymethylmethacrylat.

### **5.3 Scherversuche**

#### **5.3.1 Material und Methode**

Zur Einschätzung der Reparaturfähigkeit der Materialien bzw. zur Beurteilung des quantitativen Verbundes zwischen bereits auspolymerisiertem und anpolymerisiertem Kunststoff wurde in ähnlicher Weise wie der vorausgegangene Zugversuch folgender experimenteller Scherversuch durchgeführt :

In einer Silikonform (Dimension Garant/*Espe*) wurden plane Probekörper (Pk1) mit den Abmessungen (60 mm x 20 mm x 13 mm) hergestellt. Jeweils sechs kreisrunde Stempel (Pk2), dessen runde Kontaktflächen einen genormten Durchmesser von 5,3 mm aufweisen, wurden versetzt voneinander auf Ober- und Unterseite des Grundblockes (Pk1) aufpolymerisiert, wobei eine ausreichende Fläche zur sicheren und exakt senkrechten Fixierung in den unteren Spannbacken verbleiben muß. Zur exakten Vorgabe der Kontaktfläche von 22,1 mm<sup>2</sup> bzw. des Durchmessers von 5,3 mm, wurden wieder die selbstklebenden Lochverstärkungsringe (No.3508/*Zweckform*, siehe Kap. 5.2.1) verwendet. Um einheitliche, zylinderförmige Probekörper 2 herzustellen, wurde eigens eine Silikonform angefertigt. Hierzu wurden von einem Aluminiumrundstab (d = 10 mm) sechs Scheiben von 5 mm Höhe abgesägt und zentriert auf die sechs Verstärkungsringe eines vorbereiteten Probekörper 1 fixiert. Von diesem Modell wurde ein Abdruck mit Silikon genommen, wobei der Kunststoffblock (Pk1) umfasst werden und die Aluminiumzylinder aus der Abdruckmasse herausragen sollten. Durch Einfüllen des angemischten Kronen- und Brückenmaterials in diese Silikonform gelang das Anpolymerisieren der Probekörper 2 auf die Grundblöcke (Pk1). Auch hier war die Vermeidung von Lufteinschlüssen und Fehlstellen obligat.

Nach der sicher erfolgten Fixierung des Probekblocks in den unteren Spannbacken der Universalprüfmaschine wurde ein meißelförmiger Metallstab senkrecht mit Hilfe der oberen Spannbacken befestigt, so dass er parallel mit dem geringstmöglichen Abstand an der Probekörperoberfläche entlangfuhr. Es war darauf zu achten, dass es nicht zu Messwertverfälschung durch Reibung an der Oberfläche kam. Kunststoffreste und der verbleibende Lochverstärkungsring an der Oberfläche wurden entfernt. Notwendigerweise musste der Metallstab nach jeder Einzelmessung neu ausgerichtet werden. Gegebenenfalls wurde vor der Messung der sichtbare Außenring des Lochverstärkungsringes mit einem scharfen Skalpell entfernt.

Die Verbundfestigkeit wurde mit jeweils 20 Probekörper pro Versuchsgruppe und Material im Scherversuch mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 10 mm/min geprüft. Das Messprogramm (Zwick PC-Software Z1005) war so programmiert, dass der Messvorgang ab einer Vorkraft von 2 N aktiviert wurde. Die Kraft-Weg-Kurve und die maximale Kraft  $N$  zum Zeitpunkt des Abrisses protokollierte die Software der Universalprüfmaschine. Die Probekörper und die Versuchsanordnung sind in Abb. 5.11 dargestellt.

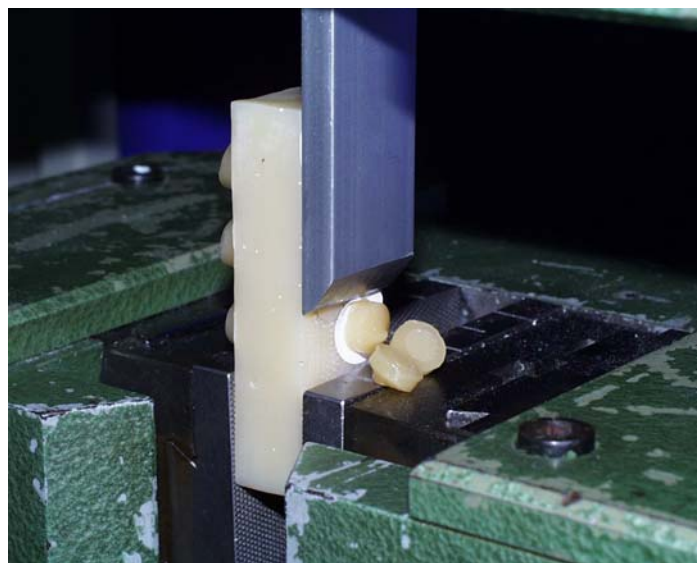
Es wurde auch hier Wert darauf gelegt, klinische Situationen, was den Zeitpunkt der Reparatur betrifft, im Versuch zu simulieren.

So wurden drei unterschiedliche Versuchskonstellationen analog zu den Zugversuchen gewählt:

**Gruppe 3.1** Anpolymerisieren von Pk2 10 min nach Aushärtung Pk1, ohne die Oberfläche von Pk1 zu bearbeiten, welches klinisch der Feststellung von Defiziten unmittelbar nach Aushärtung des Provisoriums entspricht.

**Gruppe 3.2.** Anpolymerisieren von Pk2 20 min nach Aushärten Pk1, nachdem die Oberfläche mit einer Fräse (Komet H79E) bearbeitet wurde, welches klinisch der Feststellung von Defiziten während der Ausarbeitungsphase des Provisoriums entspricht.

**Gruppe 3.3** Anpolymerisieren von Pk2 nach einer Woche Feuchtlagerung (isotone Kochsalzlsg./ 37°C) des Pk2, wobei die Oberfläche erneut angeraut (Komet H79E) wurde, welches klinisch der Reparatur des Provisoriums nach einer Woche Tragezeit in der Mundhöhle entspricht.



**Abb. 5.11** Scherversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454

### 5.3.2 Ergebnisse

Die gesuchte Scherspannung  $\sigma$  errechnet sich aus der folgenden Formel [69]:

$$\sigma = \frac{F_{\text{Max}}}{A}$$

$F_{\text{Max}}$  = Kraft in N  
 $A$  = Kontaktfläche in mm<sup>2</sup>

Die ermittelten Werte wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 10.0 für Microsoft Windows statistisch aufbereitet [9]. Mit Hilfe der explorativen Datenanalyse wurden Mittelwerte (Tab. 5.6 und Abb. 5.12) und Perzentile berechnet. Signifikante Unterschiede der Materialien (Irrtumswahrscheinlichkeit P) wurden mittels T-Test (Tab. 5.7) analysiert. Die Normalverteilung wurde zuvor visuell mittels Boxplot (Abb. 5.13) und dem Anpassungstest nach Kolmogorov-Smirnov überprüft [9].

	<b>Provipont DC</b> (MPa)	<b>Luxatemp Solar</b> (MPa)	<b>Tab 2000</b> (MPa)	<b>Cronsin Duopast</b> (MPa)
<b>3.1</b> unbearbeitet	6,8 (+/-1,3)	9,3 (+/-1,3)	17,1 (+/-2,7)	10,1 (+/-1,1)
<b>3.2</b> bearbeitet	8,0 (+/-1,2)	5,8 (+/-1,1)	16,6 (+/-3,2)	9,3 (+/-1,0)
<b>3.3</b> 7 Tage Wasserlag.	7,1 (+/-1,9)	6,4 (+/-1,8)	18,5 (+/-2,1)	7,4 (+/-1,5)

**Tab. 5.6** Mittelwerte und Standardabweichungen der Scherfestigkeiten

In der Gruppe 3.1 wurde der höchste Mittelwert bei *Tab 2000* mit  $17,1 \pm 2,7$  MPa ermittelt. Mit diesem Ergebnis unterschied es sich signifikant (hochsign.  $p = 0,000$ ) von den restlichen Kronen- und Brückenmaterialien. Die Materialien auf Kompositbasis erreichten Werte von  $6,8 \pm 1,3$  MPa (*Provipont DC*) und  $10,1 \pm 1,1$  MPa (*Cronsin Duopast*). Sie unterschieden sich aber nicht signifikant ( $p > 0,1$ ) voneinander.

In der Gruppe 3.2 fielen die Ergebniswerte insgesamt niedriger aus. Nur das *Provipont DC* erzielte mit  $8,0 \pm 1,2$  MPa eine geringfügig bessere Scherfestigkeit als in der Gruppe 3.1.. *Tab 2000* wies hier wieder den signifikant höchsten Wert mit  $16,6 \pm 3,2$  MPa auf.

Die Restgruppe variierte von  $5,8 \pm 1,1$  MPa (*Luxatemp Solar*) bis  $9,3 \pm 1,0$  MPa (*Cronsin Duopast*). Sie unterschieden sich aber ebenfalls nicht signifikant ( $p > 0,1$ ) voneinander.

In der Gruppe 3.3 sanken die Mittelwerte weiter bei *Provipont DC* und *Cronsin Duopast*. Der PMMA-Kunststoff *Tab 2000*, mit den erneut besten Werten, steigerte sich auf einen Mittelwert von  $18,5 \pm 2,1$  MPa. Die verbleibenden Komposite hatten nach Feuchtlagerung Werte von  $6,4 \pm 1,8$  MPa (*Luxatemp Solar*) bis  $7,4 \pm 1,5$  MPa (*Cronsin Duopast*).

Analog zu den Zugversuchen wurden die Probekörper nach Abscherung untersucht. Makroskopisch waren bei allen Versuchsmodifikationen der Materialien *Luxatemp Solar* und *Cronsin Duopast* oberflächliche Rissbildungen im eingespannten Probekörper (Pk1) bei sonst intakter, glatter Oberfläche zu erkennen. Das dualhärtende Komposit *Provipont DC* wurde immer glatt, ohne Pk1 zu verändern, abgeschert. Lediglich die abgescherten Stempel (Pk2) von *Tab 2000* rissen bei jeder Einzelmessung Stücke aus dem Probekörper (Pk1).



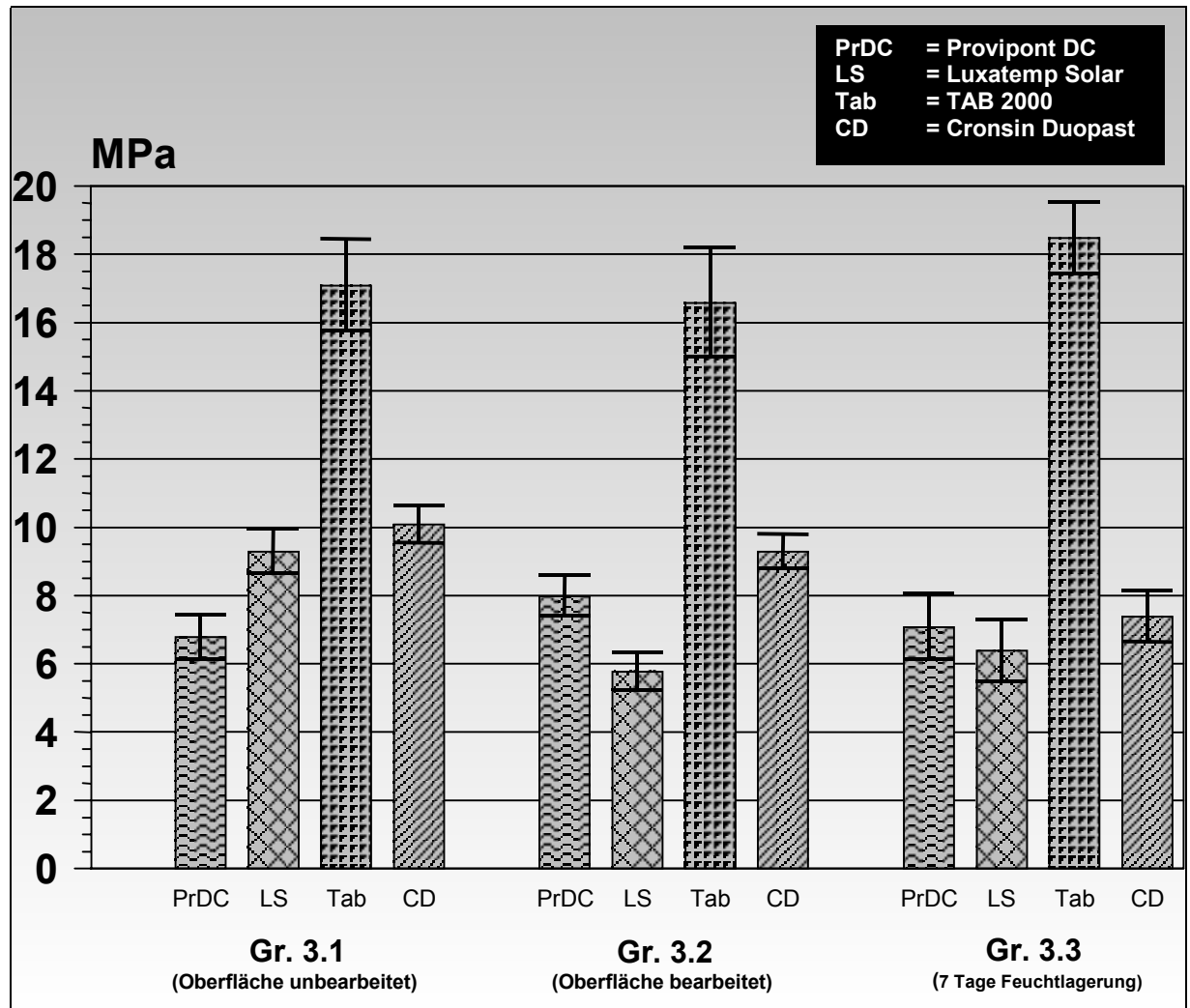


Abb. 5.12 Säulendiagramm mit Fehlerbalken (Mittelwerte der Scherfestigkeiten)

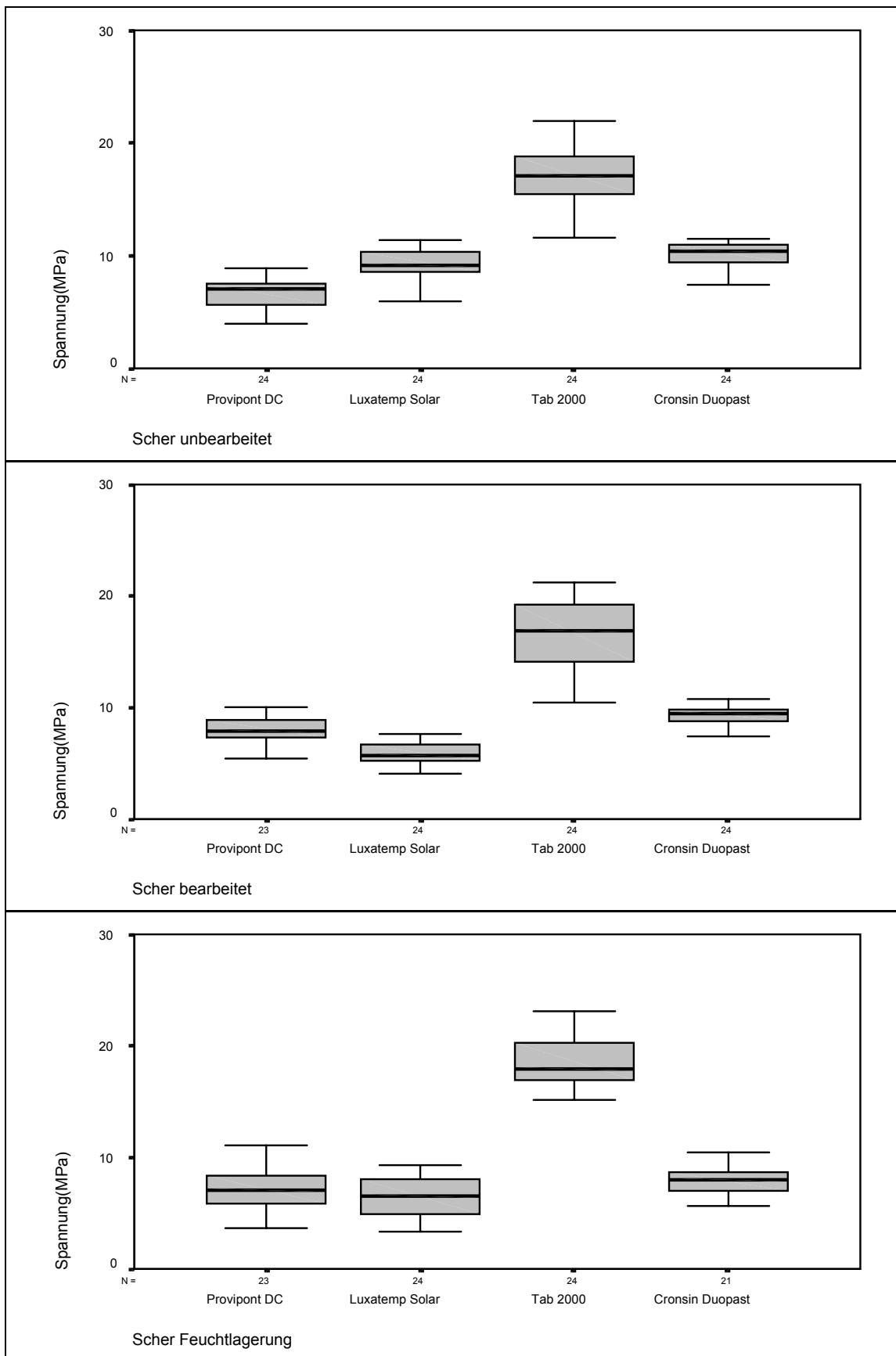


Abb. 5.13 Boxplots (Scherversuche)

Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte. Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.

Gruppe 3.1	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,606	0,000	0,266
Luxatemp Solar	n.s.		0,000	0,434
Tab 2000	***	***		0,000
Cronsin Duopast	n.s.	n.s.	***	

Gruppe 3.2	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,876	0,000	0,898
Luxatemp Solar	n.s.		0,000	0,959
Tab 2000	***	***		0,000
Cronsin Duopast	n.s.	n.s.	***	

Gruppe 3.3	Provipont DC	Luxatemp Solar	Tab 2000	Cronsin Duopast
Provipont DC		0,018	0,000	0,001
Luxatemp Solar	*		0,000	0,238
Tab 2000	***	***		0,000
Cronsin Duopast	***	n.s.	***	

**Tab. 5.7** T-Test Scherversuche

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant\*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant\* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikantn.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

### 5.3.3 Diskussion

Die Durchführung der Scherversuche ist ein weiterer Versuch, die Reparaturfähigkeit von temporären Kronen- und Brückenmaterialien zu beurteilen. Autoren, die diese Fragestellung bearbeitet haben, beschränkten sich ausschließlich auf die Reparatur von Probekörpern im 3-Punkt-Biegeversuch [10, 28, 34, 60, 63, 64, 65]. Da nach SEATON [47] aber die Belastung einer Restauration durch das Zusammentreffen verschiedener Belastungskräfte geprägt ist, erscheint der Scherversuch als weitere Alternative.

In der Praxis kommt es vor, dass temporärer Ersatz, der in direkter Weise angefertigt wurde, an Labial- und Lingualflächen ergänzt werden muss, da die primäre Schichtdicke des Materials nicht ausreichend erscheint. Bei direkter vertikaler Krafteinwirkung wirken auf neu appliziertes Material auch Scherkräfte.

Wie auch bei den Zugversuchen birgt die experimentelle Durchführung Fehlerquellen in der Probekörperherstellung, wie Zeitvorgaben, Oberflächen, Lufteinschlüsse, usw.

( siehe Kap. 5.2.3).

Darüber hinaus muss das Abziehen der Silikonform vorsichtig erfolgen, da starke Abzugskräfte schon ein ungewolltes Lösen der Stempel hervorrufen. Die Ausführung des meißelförmigen Abscherwerkzeuges hat einen Einfluss auf den Kraftvektor. Ist er zu spitz, hat er eine Keilwirkung auf die Verbundstelle, hat er ein breites und stumpfes Arbeitsende oder befindet sich dieses nicht unmittelbar auf der Verbundstelle, so wirken verstärkt Biegekräfte auf den anpolymerisierten Probekörper.

Die einzelnen Versuchsreihen zur Abscherung sollten einen Unterschied in der Art und dem Zeitpunkt der Reparatur herausarbeiten. Die ermittelten Ergebnisse sind in ihrer Aussage mit denen der Zugversuche identisch (siehe Kap. 5.2.3).

Der veraltete PMMA-Kunststoff *Tab 2000* ist durch die Möglichkeit einer Monomerbenetzung den Kompositen in der Reparaturfähigkeit überlegen. Neben den ermittelten Zahlenwerten wird dieses durch die starken Materialaussprengungen optisch eindrucksvoll unterstrichen.

## 6. Abschlussdiskussion

Die untersuchten Materialengruppen spiegeln die Weiterentwicklung der K + B-Kunststoffe durch die Dentalindustrie wieder. Die Ergebnisse hinsichtlich der Bruchfestigkeit der untersuchten Materialien, welche im 3-Punkt-Biege-Versuch dargestellt wurden, zeigen die Überlegenheit der moderneren Materialien auf Kompositbasis gegenüber dem ursprünglichen Polymethyl-Methacrylat. Hierbei ist es für die reine Bruchfestigkeit unerheblich, ob autopolymerisierende oder dualhärtende Kompositmaterialien verwandt werden. Analoge Untersuchungen mit autopolymerisierenden Kronen- und Brückenmaterialien anderer Dentalfirmen bestätigen die eigenen Ergebnisse [19, 20]. Eine weitere Differenzierung dieser beiden Materialgruppen, über die Bruchfestigkeit hinaus, ist wohl nur klinisch möglich. Dieses bezieht sich auf das verbesserte Handling durch die Wirkung zweier unterschiedlicher Polymerisationsmechanismen.

Die veralteten Polymethyl-Methacrylate, die kostengünstig sind, sollten wegen der Gefahr der Pulpenschädigung durch hohe Wärmeentwicklung bei der exothermen Abbindereaktion durch die chemisch weiterentwickelte Materialien ersetzt werden [1, 5, 26, 34, 38, 46, 62]. Ein weiterer Nachteil jener Kunststoffe liegt in deren Oberflächenaufweichung bei Verwendung von eugenolhaltigen Zementen [1].

Neben den chemischen Veränderungen wurde die Verarbeitung durch neue Dosier- und Applikationssysteme (Kartuschen, Statikmischer) für die Praxis optimiert. Verarbeitungsfehler, wie Lufteinschlüsse durch den manuellen Anmischvorgang und undefinierte Mischungsverhältnisse, welche die Bruchfestigkeit der provisorischen Restaurationen negativ beeinflussen, konnten dadurch eliminiert werden [65].

Als vorteilhaft gilt ebenfalls die einfache Handhabung, die Zeitersparnis und ein relativ sauberes Arbeiten.

Hinsichtlich der untersuchten Reparaturfähigkeit konnten im allgemeinen bei den dualhärtenden und autopolymerisierenden Diacrylat-Kompositen keine wesentlichen Verbesserungen gegenüber dem PMMA-Material erzielt werden.

Die durchgeführten Zug- und Scherversuche zeigen, dass der Einfluss des Zeitpunktes der Reparatur und der Einfluss der Oberflächenbearbeitung vor der Reparatur mit dem gleichen Material ohne Zuhilfenahme eines Bondings eher unerheblich ist. Eine wesentliche Verbesserung der Reparaturfähigkeit stellt sich beim PMMA-Kunststoff *Tab 2000* durch Verwendung einer Monomerflüssigkeit ein, wie es schon bei Bruchreparaturen an Prothesenkunststoffen bekannt ist [56]. Hier stellt sich die Frage nach einer Reparaturflüssigkeit für das jeweilige Produkt. Dieses ist bei einigen Herstellern wohl schon bekannt und wird bearbeitet.

Als weitere Fragestellung muß die Verwendung von herkömmlichen Bondingflüssigkeiten bei Reparaturen untersucht werden. Sind solche Flüssigkeiten nicht verfügbar, sollte in klinischen Situationen bei Frakturen, gerade bei statisch ungünstigen Verhältnissen (große Brückenspannen), eine Neuanfertigung des provisorischen Zahnersatzes erfolgen [34].

## 7. Schlussfolgerung

- Bezüglich der Bruchfestigkeit werden alle untersuchten Materialien der Mindestanforderung von 50 MPa (nach ISO 10477 [22]) mehr als gerecht.
- Die Bruchfestigkeit wurde mit Entwicklung der moderneren Kompositmaterialien sogar signifikant gesteigert. Daher ist das Bruchrisiko deutlich verringert worden.
- Das deutlich verbesserte Handling der modernen Materialien durch die neuen Dosier-, Applikations- und Polymerisationssysteme wurde zu Lasten der Reparaturfähigkeit erreicht.
- Kommt es zu einer Fraktur der temporären Versorgung, insbesondere bei weitspannigen Brücken, so ist eine Neuanfertigung erforderlich, da die Bruchfestigkeit der Materialien nach Reparatur stark abnimmt.
- Die Ergebnisse hinsichtlich der insuffizienten Reparaturfähigkeit zeigen, dass der ideale Provisorienkunststoff auch unter Berücksichtigung der o.g. wesentlichen Verbesserungen bei den dualhärtenden und autopolymerisierenden Diacrylat-Kompositen derzeit (noch) nicht verfügbar ist. Da die Materialien noch Schwachpunkte besitzen, wären weitere Verbesserungen durch die Hersteller wünschenswert.



## 8. Literaturverzeichnis

1. Anders A., Welker D.:  
Untersuchungen an Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung.  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 149-153, 1990.
2. Andreopoulos A.G., Polyzois G.L.:  
Repair of denture base resins using visible light-cured materials.  
J Prosthet Dent 72: 462-468, 1994.
3. Aviv I., Himmel R., Assif D.:  
A technique for improving the marginal fit of temporary acrylic resin crowns  
using injection of self-curing acrylic resin.  
Quintessence Int 17: 313-315, 1986.
4. Binkley C.J., Irvin P.T.:  
Reinforced heat-processed acrylic resin provisional restorations.  
J Prosthet Dent 57: 689-693, 1987.
5. Borchers L., Jung T.:  
Werkstoffkundliche Untersuchungen an Materialien für Kronen und Brücken.  
Dtsch Zahnärztl Z 39: 757-760, 1984.
6. Borchers L., Jung T.:  
Schlagbiege Zähigkeit und Biegefestigkeit von Materialien für provisorische  
Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 41: 1073-1076, 1986.
7. Braden M., Causton B., Clarke R.L.:  
An ethylen imine derivate as a temporary crown and bridge material.  
J Dent Res 50: 536-541, 1971.

8. Bral M.:  
Periodontal considerations for provisional restorations.  
Dent Clin North Am 33: 457-477, 1989.
9. Bühl A., Zöfel P.:  
SPSS Version 10 : Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows.  
Addison Wesley München, 104-113, 2000.
10. Burgess J.O., Kaiser D.A., Powers J.M.:  
Physical Properties of Provisional Materials.  
J Dent Res 75: 296 (Abstr.no. 2230), 1996.
11. Chiche G.:  
Improving marginal adaptation of provisional restorations.  
Quintessence Int 21: 325-329, 1990.
12. Christensen G.J.:  
Provisional restorations for fixed prosthodontics.  
J Am Dent Assoc 127: 249-252, 1996.
13. Darbar U.R., Huggett R., Harrison A.:  
Stress analysis techniques in complete dentures.  
J Dent 22: 259-264, 1994.
14. Davidoff S.R.:  
Heat-processed acrylic resin provisional restorations: An in-office procedure.  
J Prosthet Dent 48: 673-675, 1982.
15. Diedrichs G., Kiel V., Svoboda R.:  
Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien aus Kunststoff.  
Dtsch Zahnärztl Z 51: 661-663, 1996.

16. Driscoll C.F., Woolsay G., Ferguson W.M.:  
Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations. J Prosthet Dent 65: 504-506, 1991.
17. Dylina T.J., Rutherford D.:  
A fast and efficient method for cast core provisional restoration of anterior teeth. J Prosthet Dent 74: 319-320, 1995.
18. Ferracane J.L.:  
Temporary Restoratives  
in: Materials in Dentistry : Principles and Applications, J. B. Lippincott Company Philadelphia, 220-229, 1995.
19. Gausmann M., Keller P., Wöstmann B., Ferger P.:  
Comparison of various resins used for provisional restorations. J Dent Res 78: 316 (Abstr.no. 1683), 1999.
20. Gausmann M., Keller P., Wöstmann B., Ferger P.:  
Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit chemisch unterschiedlicher temporärer Kronen und Brückenmaterialien. Zahnärztl Welt 108: 720-724, 1999.
21. Hazelton L.R., Brudvik J.S.:  
A new procedure to reinforce fixed provisional restorations. J Prosthet Dent 74: 110-113, 1995.
22. International Organisation for Standardization :  
ISO 10477 Dentistry- Polymer-based crown and bridge materials. Genf, 92.
23. Janda, R.:  
Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe.  
In: Eichner K.; Kappert H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Heidelberg, 173-210, 1996.

24. Käyser A.F., Creugers N.H., Plasmans P.J., Postema N., Snoek, P.A.:  
Die Provisorische Versorgung.  
In: Käyser A.F., Creugers N.H., Plasmans P.J., Postema N., Snoek, P.A.:  
Kronen- und Brückenprothetik. Behandlungsplanung, Indikation, Ausführung,  
Langzeitbewährung. Deutscher Ärzte-Verlag Köln, 159-172, 1997.
  
25. Koeck B.:  
Temporäre Versorgung.  
In: Koeck, B. (Hrsg.): Kronen- und Brückenprothetik. Urban und Fischer  
München, Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm, 121-129, 1999.
  
26. Kollmannsperger P.:  
Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites.  
Dtsch Zahnärztl Z 32: 952-954, 1977.
  
27. Koumjian J.H., Holmes J.B.:  
Marginal accuracy of provisional restorative materials.  
J Prosthet Dent 63: 639-642, 1990.
  
28. Koumjian J.H., Nimmo A.:  
Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations.  
J Prosthet Dent 64: 654-657, 1990.
  
29. Larson W.R., Dixon L.D., Aquilino S.A., Clancy J.M.S.:  
The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional  
crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent 66: 816-820, 1991.
  
30. Liebenberg W.H.:  
Reducing marginal flash in the fabrication of direct provisional restorations: A  
new technique using light-cured resin and transparent silicone. J Rest Dent 61:  
708-712, 1995.

31. Lloyd C.H., Iannetta R.V.:  
The fracture toughness of dental composites.  
J Oral Rehabil 9: 55-66, 1982.
32. Lowe R.A.:  
The art and science of provisionalization.  
Int J Periodontics Restorative Dent 3, 65-73, 1987.
33. Luthardt R., Hinz M., Stöbel M.:  
Vergleichende klinische Studie temporärer K&B-Kunststoffe.  
Phillip J 11-12: 367-373, 1996.
34. Mayer T.:  
Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105: 1134-1141, 1995.
35. Monday J.J.L., Blais D.:  
Marginal adaptation of provisional acrylic resin crowns.  
J Prosthet Dent 54: 194-197, 1985.
36. Normenausschuß Kunststoff (FNK) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.:  
DIN 53 452: Prüfung von Kunststoffen: Biegeversuch. 1977
37. Olvera N., De Rijk W.G.:  
Effect of surface treatments on the repair of a light-activated denture repair using censored data. Dent Mater 10, 122-127, 1994.
38. Pfeiffer P., Schwickerath H.:  
Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 552-557, 1988.

39. Pietrobon N., Lehner Ch.R., Schärer P.:  
Langzeitprovisorien in der Kronen-Brücken-Prothetik.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 106: 236-244, 1996.
40. Polansky R., Penkner K., Wenger S., Haas M., Bratschko R.O.:  
Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe.  
Dtsch Zahnärztl Z 53: 795-798, 1998.
41. Powell D.B., Nicholls J.I., Yuodelis R.A.:  
A comparison of wire- and kevlar-reinforced provisional restorations.  
Int J Prosthodont 7: 81-89, 1994.
42. Prestipino V.:  
Visible light cured resins: A technique for provisional fixed restorations.  
Quintessence Int 20: 241-248, 1989.
43. Rawls H.R., Grenier R.J., Smith J., Cabasso I.:  
Thermomechanical investigation of poly(methylmethacrylate) containing an organobismuth radiopacifying additive. J Biomed Mater Res 31: 339-343.
44. Reither W.:  
Der temporäre Ersatz.  
Vortrag Bayrischer Zahnärzttetag : 79-92, 1981.
45. Rossein K.:  
The search for an ideal provisional material.  
Dental Economics 5/95: 107-108, 1995.
46. Rzanny A., Welker D., Göbel R.:  
Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe.  
Phillip J 13: Sonderdruck, Heft 11-12, 1996.

47. Seaton P.:  
Mechanics of tensile and shear stress generation partial denture retainers.  
J Prosthet Dent 71: 237-244, 1994.
  
48. Setz J., Lin, W.:  
Biegefestigkeit kurzfaserverstärkter Provisorienkunststoffe.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99: 544-547, 1989.
  
49. Strub J.R.:  
Provisorische Versorgung.  
In: Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern, M.: Curriculum  
Prothetik. Bd 2, Quintessenz Berlin, 547-567, 1994.
  
50. Tjan A.H.L., Grant B.E.:  
Marginal accuracy of temporary composite crowns.  
J Prosthet Dent 58: 417-421, 1987.
  
51. Trushkowsky R.D.:  
Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic  
resin.  
Quintessence Int 23: 415-419, 1992.
  
52. Vahidi F.:  
The provisional restoration.  
Dent Clin North Am 31: 363-381, 1987.
  
53. Vallittu P.K.:  
Acrylic resin-fiber composite-part 2: The effect of polymerization shrinkage of  
polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength.  
J Prosthet Dent 71: 613-617, 1994.

54. Vallittu P.K., Lassila V.P., Lappalainen R.:  
Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite.  
Dent Mater 10:116-120, 1994
55. Vallittu P.K., Lassila V.P., Lappalainen R.:  
Acrylic resin-fiber composite-part 1: The effect of fiber concentration on fracture resistance. J Prosthet Dent 71: 607-612, 1994.
56. Vallittu P.K., Lassila V.P., Lappalainen R.:  
Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of heat-polymerized resin. J Prosthet Dent 72: 639-643, 1994.
57. Vivadent :  
Wissenschaftliche Dokumentation: ProviPont/ProviPont DC.  
Wissenschaftlicher Dienst: Forschung & Entwicklung/ August 1995.
58. Waerhaug J.:  
Temporary Restorations: Advantages and Disadvantages.  
Dent Clin North Am 24: 305-316, 1980.
59. Welker D.:  
Kunststoffe für die temporäre Versorgung.  
In: Meiners H., Lehmann K.M.: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Hanser München Wien, 325-335, 1998.
60. Wirz J.:  
Kronen- und Brückenprovisorien.  
In: Wirz J.: Klinische Material- und Werkstoffkunde. Quintessenz Berlin, 286-312, 1993.
61. Wirz J., Bangert R., Jäger K.:  
Kronen- und Brückenprovisorien Teil 1: Anforderungen.  
Quintessenz 43:1297-1305, 1992.



62. Wirz J., Bangert R., Jäger K.:  
Kronen- und Brückenprovisorien Teil 2: Übersicht und Herstellung.  
Quintessenz 43:1457-1463, 1992.
63. Wirz J., Bangert R., Schmidli F.:  
Kronen- und Brückenprovisorien Teil 3: Provisorienkunststoffe und ihre  
Eigenschaften.  
Quintessenz 43:1647-1661, 1995.
64. Wirz J., Nigg N., Schmidli F.:  
Moderne Provisorienkunststoffe Teil 1: Materialübersicht und  
Untersuchungsmethoden.  
Quintessenz 46: 83-91, 1995.
65. Wirz J., Nigg N., Schmidli F.:  
Moderne Provisorienkunststoffe Teil 2: Resultate und Diskussion.  
Quintessenz 46: 245-255, 1992.
66. Wood M., Halpern B.G., Lamb M.F.:  
Visible light-cured composite resins: An alternative for anterior provisional  
restorations.  
J Prosthet Dent 51: 192-194, 1984.
67. Yazdanie N., Mahood M.:  
Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength.  
J Prosthet Dent 54: 543-547, 1985.
68. Yuodelis R.A., Faucher R.:  
Provisional restorations: An integrated approach to periodontics and restorative  
dentistry.  
Dent Clin North Am 24: 285-303, 1980.

69. Zwick GmbH & Co.  
Betriebsanleitung: Zug-, Druck- und Biegeprüfprogramm, 1995.

## 9. Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle</b>	<b>Titel</b>	<b>Seite</b>
Tab. 2.1	Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe	10
Tab. 5.1	Liste der untersuchten Materialien	20
Tab. 5.2	Mittelwerte der Biegefestigkeiten	25
Tab. 5.3	T-Test Biegeversuche	29/30
Tab. 5.4	Mittelwerte der Zugfestigkeiten	38
Tab. 5.5	T-Test Zugversuche	42
Tab. 5.6	Mittelwerte der Scherfestigkeiten	50
Tab. 5.7	T-Test Scherversuche	54

## 10. Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung</b>	<b>Titel</b>	<b>Seite</b>
Abb. 3.1	Grundsätzlicher Aufbau eines Verbundpolymers	11
Abb. 5.1	Die vier untersuchten Materialien	21
Abb. 5.2	3-Punkt-Biegeversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454	23
Abb. 5.3	Reparatur des Probekörpers in der Silikonform	24
Abb. 5.4	Säulendiagramm mit Fehlerbalken (Biegeversuche)	26
Abb. 5.5	Boxplots (Biegeversuche)	27
Abb. 5.6	Probekörper für Zugversuch	36
Abb. 5.7	Zugversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454	37
Abb. 5.8	Säulendiagramm mit Fehlerbalken (Zugversuche)	40
Abb. 5.9	Boxplots (Zugversuche)	41
Abb. 5.10	Verteilung der Brucharten	44
Abb. 5.11	Scherversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick 1454	49
Abb. 5.12	Säulendiagramm mit Fehlerbalken (Scherversuche)	52
Abb. 5.13	Boxplots (Scherversuche)	53

## 11. Lebenslauf

### Persönliches

Name	Michael Gausmann
Geburtsdatum und -ort	10. Juli 1970, Hagen am Teutoburger Wald
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	verheiratet
Eltern	Hermann Josef Gausmann Anneliese Gausmann, geb. Temmeyer

### Schulausbildung

1977 - 1981	Grundschule St. Martin Hagen a.T.W.
1981 bis 1983	Hauptschule mit Orientierungsstufe Hagen a.T.W.
1983 bis 1990	Gymnasium Oesede
8. Mai 1990	Allgemeine Hochschulreife (Abitur)

### Grundwehrdienst

1990 - 1991	5./ INSTBTL 11 Delmenhorst
-------------	----------------------------

### Hochschulstudium

1991 - 1992	Studium der Chemie an der JLU Gießen
1992 - 1997	Studium der Zahnmedizin an der JLU Gießen
Herbst 1997	Zahnärztliche Prüfung
18.12.1997	Approbation als Zahnarzt

### Berufliche Tätigkeit

4/1998 - 4/2000	Wissenschaftl. Angestellter (Zahnarzt) an der JLU Gießen, Abt. Zahnärztl. Prothetik (Prof. Dr. Ferger)
5/2000 - 7/2000	Ausbildungsassistent bei Dr. Jochen Peters, Osnabrück
seit August 2000	in eigener Praxis in Osnabrück als Zahnarzt tätig

Von Januar 1998 bis Februar 2002 Promotion über das Thema „*Untersuchungen zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit temporärer Kronen- und Brückenmaterialien*“ unter der Betreuung von Prof. Dr. Bernd Wöstmann

## 12. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann möchte ich an dieser Stelle für die Vergabe dieses Themas und die stets freundliche Unterstützung während der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit danken.

Ein weiterer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. Paul Ferger, Leiter der Abteilung Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Justus-Liebig-Universität Gießen, der mir während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter immer mit Rat und Tat zur Seite stand.

Weiterhin möchte ich mich bei meiner Frau Tanja für die fortwährende Motivation und Ermunterung bedanken.

Mein Dank gilt nicht zuletzt auch meinen Eltern, die mich während des Studiums in jeder erdenklichen Weise unterstützt haben. Gleichzeitig widme ich Ihnen diese Arbeit.